

QUANTITATIVE PARAMETER
DER KARDIALEN HÄMODYNAMIK
IN DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

Albrecht Baumer

*Dis.
München
1985*

Aus der Radiologischen Klinik und Poliklinik
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. J. Lissner

QUANTITATIVE PARAMETER DER KARDIALEN HÄMODYNAMIK
IN DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu
München

vorgelegt
von
Albrecht Baumer
aus
München

1985

Mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität München

Berichterstatter: PD. Dr. R. Rienmüller
Mitberichterstatter: Prof. Dr. J. Lissner
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.1985

MEINEN ELTERN UND

MEINER FAMILIE

IN DANKBARKEIT

An dieser Stelle möchte ich Herrn Professor Dr.J.Lissner, Direktor der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München, dafür danken, daß mir die Bearbeitung des Themas in dieser Klinik ermöglicht worden ist und daß er in freundlicher Weise das Korreferat übernommen hat.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Oberarzt Priv. Dozent Dr.med.habil.R.Rienmüller für die Auswahl des Themas, für die Unterstützung bei der Durchführung der Untersuchungen und die Überlassung einschlägiger Literatur, nicht zuletzt auch für seinen hilfreichen Rat und die Geduld bei der Durchsicht der Arbeit.

G L I E D E R U N G

1. Einleitung
- 1.1. Kurzer geschichtlicher Rückblick auf
 die Entwicklung der Computertomographie
- 1.1.1. Konventionelle Tomographie
- 1.1.2. Computertomographie
- 1.2. Technik der Computertomographie
- 1.2.1. Mathematisches Rekonstruktionsprinzip
 und Computerbild
- 1.2.2. Gerätearten (1. - 5. Generation)
- 1.3. Gegenwärtiger Stand der Computertomo-
 graphie in der Diagnostik kardialer
 Erkrankungen (Literaturübersicht)
2. Ziel der Studie:
 Quantitative Erfassung der kardialen
 Hämodynamik
- 2.1. Auswahl geeigneter Meßparameter
- 2.2. Quantitative Bestimmung dieser Parameter
- 2.3. Überprüfung der Wertigkeit dieser Para-
 meter und ihrer Meßgrößen im Vergleich
 mit Herzkatheter und angiokardiographi-
 schen Daten von Herzgesunden und von
 Patienten mit unterschiedlichen kardialen
 Erkrankungen

- 3. Patientengut
- 3.1. Auswahlkriterien
- 3.1.1. Einteilung in Krankheitsgruppen
- 3.1.2. Herzkatheter und angiokardiographische
 Meßdaten bei Herzgesunden
- 4. Untersuchungsmethode
- 4.1. Geräte; kurze Beschreibung
- 4.1.1. CT-Gerät
- 4.1.2. Evaluskop
- 4.2. Durchführung der Patientenuntersuchungen
- 4.3. Auswahl der zu messenden Parameter
- 4.4. Durchführung der Parametermessungen
- 4.5. Angewandte Statistik
- 4.6. Messungen kardialer Strukturen
- 4.6.1. Messung der Flächen der Vena cava inferior
 und des korrespondierenden Abschnitts der
 Aorta descendens
- 4.6.2. Messung der Flächen beider Ventrikel
- 4.6.3. Messung des horizontalen Querdurchmessers
 des rechten Vorhofs
- 4.6.4. Messung des vertikalen Querdurchmessers des
 linken Vorhofs
- 4.6.5. Messung der Flächen der Aorta ascendens und
 des Truncus pulmonalis

4.6.6. Messung der Flächen der Vena cava superior und des korrespondierenden Abschnitts der Aorta descendens

4.6.7. Messung der Flächen der Aorta ascendens und des korrespondierenden Abschnitts der Aorta descendens

4.6.8. Messung der Durchmesser der rechten und linken Pulmonalarterien

5. Messergebnisse

5.1. Kardiale und Gefäß-Quotienten aus den Meßwerten für Aorta ascendens, Aorta descendens, Vena cava inferior, Vena cava superior, linker Vorhof, rechter Vorhof, linker Ventrikel, rechter Ventrikel, Truncus pulmonalis, rechte und linke Pulmonalarterie

5.1.1. Herzgesunde

5.1.2. Angeborende Herzfehler

5.1.3. Erworbene Herzfehler

5.1.3.1. Aortenstenosen

5.1.3.2. Aorteninsuffizienzen

5.1.3.3. Mitralinsuffizienzen

5.1.3.4. Mitralstenosen

5.1.3.5. Mitralinsuffizienz und Aortenstenose

5.1.4. Arterielle Hypertonien

5.1.4.1. Systemische arterielle Hypertonien

- 5.1.4.2. Pulmonale arterielle Hypertonien
- 5.1.5. Kardiomyopathien
 - 5.1.5.1. Dilative Kardiomyopathien
 - 5.1.5.2. Hypertrophe Kardiomyopathien
 - 5.1.5.3. Spezifische nicht entzündliche Herzmuskel-
erkrankungen
 - 5.1.5.4. Spezifische entzündliche Herzmuskelerkran-
kungen (Myokarditis)
- 5.1.6. Koronare Herzerkrankungen
- 5.1.7. Konstriktive perikardiale Erkrankungen
- 6. Graphische Darstellung und Interpretation
des Vergleichs einiger kardialer und
Gefäß-Quotienten bei Herzgesunden und bei
verschiedenen Krankheitsgruppen
 - 6.1. LV / RV
 - 6.2. ADS / VCS
 - 6.3. ADI / VCI
 - 6.4. ADS / ADI
 - 6.5. AA / TP
 - 6.6. AA / ADS
 - 6.7. LV / LA
 - 6.8. RV / RA

- 7. Diskussion
- 7.1. Patientengut
- 7.2. Untersuchung und Auswertung
 - 7.2.1. Untersuchung in der CT
 - 7.2.2. Auswertung in der CT (Evaluskop)
- 7.3. Auswahl der Meßparameter
- 7.4. Quantitative Bestimmung der Meßparameter
- 7.5. Meßtechnik
- 7.6. Quotientenbildung
- 7.7. Bedeutung der Quotienten in der CT-Diagnostik
- 8. Zusammenfassung - Schlußfolgerung
- 9. Literaturverzeichnis
- 10. Lebenslauf

Zeichenerklärung

AA	-	Aorta ascendens
ACG	-	Angiocardiographie
AD	-	Aorta descendens
ADI	-	Aorta descendens inferior (oberhalb des Diaphragmas gegen- über der VCI)
ADS	-	Aorta descendens superior gegen- über der VCS
AP	-	Arteria pulmonalis
CM	-	Kardiomyopathie
COCM (CCM)	-	dilative Kardiomyopathie
CT	-	Computertomographie
E	-	Epikard
EDV	-	enddiastolisches Volumen
HCM	-	hypertrophe Kardiomyopathie
HK	-	Herzkatheter
HNCM	-	hypertrophe nicht-obstruktive Kardio- myopathie
HOCM	-	hypertrophe obstruktive Kardiomyopathie
KHK	-	koronare Herzerkrankung
KM	-	Kontrastmittel
LA	-	linker Vorhof
LAD	-	Ramus interventricularis anterior
LCA	-	linke Koronararterie, Hauptstamm
LPA	-	linke Arteria pulmonalis
LV	-	linker Ventrikel
LVMM	-	linksventrikuläre Muskelmasse
P	-	Perikard
PK	-	Pericarditis constrictiva
PV	-	Pulmonalvene
RA	-	rechter Vorhof
RCA	-	rechte Koronararterie

RPA	-	rechte Arteria pulmonalis
RV	-	rechter Ventrikel
RX (CX)	-	Ramus circumflexus
SI	-	Septum interventriculare
TP	-	Truncus pulmonalis
VCI	-	Vena cava inferior
VCS	-	Vena cava superior

QUANTITATIVE PARAMETER DER KARDIALEN HÄMODYNAMIK IN DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

1. Einleitung

Aus der gegenseitigen Abhängigkeit von Form und Funktion in biologischen Systemen erscheint es naheliegend, hämodynamische Herzkatheter- und angiokardiographische Daten mit computertomographisch erkennbaren Strukturen des Herzens und der großen herznahen Gefäße zu vergleichen.

Bereits bei den qualitativen (optischen) computertomographischen Aufnahmen des Herzens konnten in einer bestimmten Beziehung zu einer länger anhaltenden kardialen Hämodynamik morphologische Veränderungen kardialer Strukturen beobachtet werden.

Im Rahmen dieser Studie wurden bis Herbst 1982 in der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München 114 Patienten unter verschiedenen kardiologischen Fragestellungen untersucht und von diesen 108 ausgewählt, bei denen neben einem verwertbaren Computertomogramm ein Herzkatheter- bzw. ein angiokardiographischer Befund vorlag.

Ziel dieser Arbeit war es, zu prüfen, bis zu welchem Ausmaß es möglich ist, aus den vorhandenen morphologischen Veränderungen (gegenüber Normalbefunden) auf eine veränderte kardiale Hämodynamik zu schließen, ferner nach computertomographisch klar definierten Strukturen zu suchen, geeignete qualitative Meßparameter auszuwählen, diese in ihrer Größe auch quantitativ zu bestimmen und dahin auszuwerten, ob sie im Vergleich zu Herzkatheter- und angiokardiographischen Daten eine normale, grenzwertige oder pathologische Hämodynamik erfassen.

1.1. Kurzer geschichtlicher Rückblick auf die Entwicklung der Computertomographie

1.1.1. Konventionelle Tomographie

Als ab 1900 Röntgenstrahlen in der medizinischen Diagnostik Anwendung fanden, war es zunächst nur möglich, einen dreidimensionalen Körper zweidimensional in Superposition so auf einer Photoplatte abzubilden, daß dessen Objektteile in entsprechender Projektion alle aufeinander fielen.

Erst nach 1930 gelang es, durch eine mechanische Vorrichtung, die während der Aufnahme die Röntgenröhre und die Photoplatte gegensinnig bewegte, eine bestimmte Schnittebene in einer jeweils definierten Objektiefe darzustellen, wobei höhere und tiefere Zonen verwischt blieben. Dadurch war man imstande, das Superpositionsbild in verschiedene Bildschichten aufzulösen. Diese sogenannte "konventionelle Tomographie" konnte bezüglich der Bildqualität und der Verminderung der Strahlenbelastung noch dadurch verbessert werden, daß eine überlagerungsfreie Herstellung von Körperschnitten mittels des Transversalschichtverfahrens möglich wurde.

1.1.2. Computertomographie

Die Entwicklung der Computertomographie (CT) begann erst vor rund zwei Jahrzehnten, als man sich auf die im Jahre 1917 durchgeführten Untersuchungen des österreichischen Mathematikers Radon "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten" zurückbesann. Damals konnte Radon zeigen, daß es mathematisch möglich ist, einen dreidimensionalen Körper durch eine endliche Zahl seiner Projektionen so zu beschreiben, daß er rekonstruiert werden kann.

Diese Entdeckung von Radon wurde erstmals von Bracewell angewandt, als er 1956 die neue Technik der Bildrekonstruktion im Bereich der Radioastronomie benutzte.

Für die Anwendung in der Medizin beschrieb Oldendorf 1961 durch Bestimmung der Absorptionsunterschiede ein System der Transversaltomographie, das aber wegen der damals noch begrenzten Möglichkeiten der Computertechnik in der Praxis nicht zu verwirklichen war. Im Jahre 1963 kam Cormack dadurch einen erheblichen Schritt weiter, daß er einfache dreidimensionale Körper unter Verwendung von Gammastrahlen und nach Messung von Intensitätsänderungen zu rekonstruieren vermochte. Auch Kuhl und Edwards beschäftigten sich in der gleichen Zeit mit der Methode der mathematischen Rekonstruktion. Jedoch erst dem englischen Physiker Hounsfield (43) gelang 1967 der entscheidende Durchbruch, indem er mit dem von Radon beschriebenen mathematischen Rekonstruktionsverfahren einen Körper mittels Röntgenstrahlen überlagerungsfrei und schichtweise darstellte (Tomographie) und die Ergebnisse unter Anwendung einer elektronischen Rechenanlage (Computer) erfaßte. Damit war die CT begründet. Das erste Computertomogramm benötigte bei Verwendung monoenergetischer Gammastrahlung eine Aufnahmezeit von 9 Tagen und zur Rekonstruktion eine Rechenzeit von 2 1/2 Stunden. Hounsfield veröffentlichte 1968 eine Patentschrift über die theoretischen und konstruktiven Grundlagen der CT.

Seitdem wurde diese Untersuchungstechnik ständig weiterentwickelt. Sie fand mit der Verbesserung der Hard- und Software mehr und mehr Eingang in die röntgenologisch-medizinische Diagnostik. Bei den zunächst sehr langen Aufnahmezeiten standen Untersuchungen des

Gehirns, später des Abdomens, speziell der Leber und der Milz im Vordergrund. Der Einsatz der CT in der Diagnostik von Thoraxorganen wurde erst bei Scan-Zeiten unter 5 Sekunden (ab der 3. Generation der CT-Geräte) möglich. Die Untersuchung des Herzens mit Hilfe der CT begann 1976, wie im Abschnitt 1.3. noch eingehender berichtet werden wird.

1.2. Technik der Computertomographie

1.2.1. Mathematisches Rekonstruktionsprinzip und Computerbild

Die CT läßt sich als Kombination von Röntgengerät und Computertechnik beschreiben. Mit Hilfe eines mathematischen Rekonstruktionsverfahrens wird eine Abbildung der untersuchten Körperschicht auf einem Monitor erzeugt. Die untersuchte Schicht kann dabei entweder digital oder analog in Grau- bzw. Farbstufen dargestellt werden. Die digitale Speicherung der Bilder ermöglicht eine weitere Bildauswertung und Bildarchivierung.

In der Aufnahmeeinheit (Gantry) wird die Röntgenröhre, die mit einem gegenüberliegenden gleichzeitig rotierenden Detektorensystem gekoppelt ist, transversal um die Längsachse des zu untersuchenden Körpers bewegt (CT-Gerät der 3. Generation).

Für ein Tomogramm, dessen Schichtdicke (zwischen 1 und 13 mm) von der Wahl der Breite des Röntgenstrahlenbündels abhängt, werden Röntgendurchstrahlungen von 180 - 360 Winkelgraden vorgenommen. Dabei durchdringt das Röntgenstrahlenbündel die zu untersuchende Körperschicht. Seine Schwächung, die nach den physikalischen

Gesetzen der Absorption und Streuung erfolgt, wird von einzelnen Detektoren registriert. Ein an der Strahlenaustrittsstelle der Röntgenröhre befindlicher Detektor mißt die Strahlenaustrittsintensität und dient als Referenzdetektor.

Das gewonnene Absorptionsmuster der Röntgenstrahlen wird nach Umwandlung in elektrische Signale einem Rechner (Computer) zur Bildrekonstruktion zugeführt. Für jede untersuchte Körperschicht wird eine Bildmatrix mit bis zu 512×512 Matrixquadraten gebildet. Ein Matrixquadrat entspricht dabei einem Bildpunkt (Bildelement). Für jeden Bildpunkt dieser Matrix wird unter Anwendung eines Rechenalgorithmus mit Faltung und Rückprojektion ein Zahlenwert ausgedruckt, dessen Größe in fester Beziehung zur Absorption der Röntgenstrahlen in diesem Bildelement steht. Ein Matrixquadrat (= Pixel) entspricht als zweidimensionales Bildelement in Wirklichkeit dem durchschnittlichen Dichtewert eines dreidimensionalen Volumenelements (= Voxel) in Abhängigkeit der festgelegten Schichtdicke.

Die Wiedergabe der digitalen Absorptionswerte erbringt nach Umformung in analoge Grau- bzw. Farbstufen auf einem Monitor eine zweidimensionale Darstellung der jeweiligen dreidimensionalen Schicht. Die Bilddokumentation erfolgt in Form von Filmaufnahmen oder für eine spätere und weitere Bildauswertung digital auf Floppy-Disk. Aufgrund der Korrelation zwischen Dichte und der gewonnenen digitalen Absorptionswerte steht densitometrisch ein sehr großer Bereich (von Luft $\hat{=}$ - 1000 Hounsfield-Einheiten (HE) über Wasser $\hat{=}$ 0 HE zur Knochenkompakte $\hat{=}$ + 1700 HE) im Rahmen einer weiteren Bildauswertung zur Verfügung. Hierbei ist es möglich, aus dem gesamten Absorptionsspektrum einen bestimmten Bereich (= Fensterbreite) auszuwählen. Die darin enthaltene

mittlere Graustufe wird als Fensterlage bezeichnet. Oberhalb des Fensters erscheinen auf dem Monitor alle Schwächungswerte weiß, unterhalb des Fensters schwarz. Auf diese Weise ist man imstande, diejenigen Absorptionswerte, die für die jeweilige Fragestellung interessant sein können, durch eine geeignete Fensterbreite und Fensterlage für das menschliche Auge, das nur bis zu 20 Grau- bzw. 40 Farbstufen unterscheiden kann, optisch optimal darzustellen. Darüber hinaus vermag die Anwendung von KM während der CT-Aufnahmen die räumliche Auflösung der Strukturen durch Anhebung der Dichte im Sinne eines positiven oder negativen Kontrastes noch zu verbessern.

1.2.2. Gerätearten (1. - 5. Generation)

Seit Hounsfield's erster computertomographischer Aufnahmeeinheit lassen sich bis heute fünf verschiedene Konstruktionstypen (Generationen) von CT-Geräten unterscheiden:

In der 1. Generation führt eine während der Aufnahmezeit kontinuierlich strahlende Röntgenröhre, die mit einem gegenüberliegenden Einzeldetektor gekoppelt ist, (bezogen auf den Patienten) zwei Bewegungen aus: eine Translationsbewegung quer zur Körperlängsachse und eine Rotationsbewegung um die Körperlängsachse des liegenden Patienten. Ihre Meßdatensammlung beträgt für eine Schichtaufnahme 7 Minuten.

In der 2. Generation kommt ein auf 5° Strahlenbreite erweitertes Röntgenstrahlenbündel zur Anwendung. Dabei wird die Zahl der gegenüberliegenden Detektoren erhöht, so daß bei gleichbleibender kombinierter Translations-

und Rotationsbewegung die Aufnahmezeit für ein Tomogramm aufgrund reduzierter Winkelschritte der Rotationsbewegung auf 2 Minuten gesenkt werden kann.

Bei der 3. Generation der CT-Geräte werden der Röntgenstrahlenwinkel und die gegenüberliegende, bogenförmig angeordnete gleichzeitig rotierende Detektoreinheit erweitert. Dadurch ist es möglich, auf eine Translationsbewegung zu verzichten und die Aufnahmezeit auf wenige Sekunden zu verkürzen.

Bei der 4. Generation ordnet man die Detektoren über 360° kreisförmig stationär an. Indem eine Röntgenröhre mit Fächerröntgenstrahl allein rotiert, bleiben die Aufnahmezeiten ebenfalls im Sekundenbereich.

In der 5. Generation kommt es für die weitere Entwicklung und Verbesserung der CT-Geräte darauf an, einerseits die bewegte Masse zu reduzieren, andererseits den Einfluß der Bewegung des zu untersuchenden Körpers auf die Bildqualität zu verringern. Dieses Ziel wird dadurch zu erreichen versucht, daß man das Detektorensystem verbessert und Geräte mit mehreren kreisförmig angeordneten Röntgenröhren bei stationärem Detektorensystem verwendet.

Eine andere Art der Verbesserung ist mit dem Cine-CT verbunden. In diesem Verfahren werden die Röntgenstrahlen von einem Target-Halbring reflektiert und mit der Durchdringung der zu untersuchenden Körperschicht geschwächt, was von einem Detektorenhalbring registriert wird. Dadurch werden Scans (vom Abtaster erstellte Bilder) im Millisekundenbereich möglich.

1.3. Gegenwärtiger Stand der CT in der
 Diagnostik kardialer Erkrankungen
 (Literaturübersicht)

Die Verwendung der CT bei der Untersuchung des Herzens begann 1976. Damals wurden im Tierexperiment erzeugte Myokardinfarkte computertomographisch von Adams (1) et al. und Ter-Pogossian (86) et al. sowie 1977 von Wittenberg (92) et al. und Carlsson (10) et al. untersucht. Sie konnten nachweisen, daß die computertomographischen Dichtemeßwerte an einem normalen Myokard sich von denen eines ischämischen unterschieden. In dieser Zeit war aber eine klinisch brauchbare Auflösung einzelner kardialer Strukturen von lebenden Menschen wegen der langen Aufnahmezeiten nicht möglich, wie die Studien von Gramiak (27) und Waag wie auch von Ter-Pogossian aus dem Jahre 1976 zeigten.

Deswegen war man bestrebt, die Aufnahmezeiten zu verkürzen und herzphasengerecht zu untersuchen. Dies gelang mit Hilfe der EKG-getriggerten CT. In der Folge konnten Sagel (74) et al. schon 1977 mit der "Gated Computed-Tomography" in Einzelfällen das SI darstellen. Durch die Entwicklung schnellerer Geräte (der 3. und 4. Generation) mit Scan-Zeiten unter 5 Sekunden wurde es möglich, einzelne kardiale Strukturen ohne EKG-Triggerung abzugrenzen. Auf diese Weise war man dann in der Lage, nach intravenöser KM-Applikation das SI gegenüber den Herzhöhlen sichtbar zu machen.

Mit der weiteren Vervollkommnung der angewandten mathematischen Rekonstruktionsverfahren glückte es schließlich, die Herzhöhlen nicht nur gegeneinander, sondern auch gegenüber der kardialen Muskulatur, vor allem dem

linken Ventrikel abzugrenzen, ferner die kardialen Hohlräume und die großen herznahen Gefäße überlagerungsfrei darzustellen sowie das Perikard/Epikard und die Koronargefäße erkennbar zu machen.

Schon 1978 hatten Felix (17, 18) et al. anhand von Schnittbildern des Leichenherzens den Nachweis geführt, daß eine Differenzierung zwischen den verschiedenen Ventrikelhöhlen und den einzelnen Myokardwänden in den jeweiligen Herzabschnitten nicht-invasiv möglich ist. Von Carlsson (10) et al. konnten 1977 und von Higgins (41) et al. 1978/79 Ischämiezonen nach intravenöser KM-Applikation ohne Verwendung der EKG-Triggerung computertomographisch dargestellt werden. Lipton (54) et al. maßen 1978 das Volumen des linken Ventrikels in vivo, Skiöldebrand (82) et al. 1980 die Septumbreite und die Muskelwand des linken Ventrikels ebenfalls in vivo. Über die Durchgängigkeit von Koronar-Bypässen berichteten vor allem Lipton 1979, Guthaner (31) 1980, Mühlberger (62) und Lackner (52) 1981, Godwin (23) und Heuser (40) 1982/83.

Auch zur Erkennbarkeit angeborener und erworbener Herz- und Gefäßanomalien äußerten sich verschiedene Autoren, insbesondere Churchill (11) und Weiland (91) 1980. Ebenso richtete sich die Aufmerksamkeit auf den Nachweis kardialer Tumore. Hierüber schrieben u.a. Felix (20), Lackner (50), Heuser (37), Huggins (46), Godwin (22) und neuerdings 1983 Claussen (12). Pugatsch (66), Jansson (48) et al., Houang (42) et al. und Doppleman (15) et al. konzentrierten sich auf Erkrankungen des Perikards.

Lackner (50), Thurn und Mitarbeiter befaßten sich in den Jahren 1979/80 speziell mit der CT des Herzens und der nicht-invasiven Herzdiagnostik. Sie fanden günstige Abbildungsbedingungen für das Septum, die Spitzenregion und die Anterolateralwand. Nach ihren Untersuchungsergebnissen hielten sie die CT des Herzens besonders indiziert zur Größenbestimmung der Herzhöhlen, für den Nachweis von Formveränderungen, bei Infarkt und Septumdefekt, zur Bestimmung der Kammerwanddicke, zum Nachweis von Myokardschwüelen, Aneurysmen sowie zur Diagnose von Veränderungen am Perikard.

Lackner (53) et al. hatten sich auch mit der Erkennbarkeit segmentaler Myokardwandversmälnerungen in der ACG im Vergleich zur CT (mit und ohne EKG-Triggierung), Echokardiographie und Ventrikuloszintigraphie auseinandergesetzt. Rienmüller (68) et al. konnten 1981 eine große Übereinstimmung von Ventrikulogrammen in der Herzkatheterventrikulographie und in der CT aufzeigen. In seiner Habilitationsschrift "Die Computertomographie in der klinischen Diagnostik kardialer Erkrankungen" (1983) berichtete Rienmüller (72) eingehend über die diagnostischen Aussagemöglichkeiten der CT bei verschiedenen kardiologischen Fragestellungen.

Wie aus der Literatur zu erkennen ist, liegt das Hauptgewicht des Einsatzes der computertomographischen Untersuchungen jedenfalls in der Bundesrepublik Deutschland zusehends auf der klinischen Diagnostik. Die Tendenz geht dahin, daß nicht nur morphologische, sondern vermehrt auch quantitative Angaben von der CT erwartet werden und mit ihr gewonnen werden sollen. In diesem Zusammenhang erscheint es erstrebenswert, daß durch die CT auch Aussagen über die kardialen Volumina und über die kardiale Hämodynamik ermöglicht werden.

2. Ziel der Studie: Quantitative Erfassung
der kardialen Hämodynamik

Wie bereits in der Einleitung kurz angesprochen, bestand im Hinblick auf die gegenseitige Abhängigkeit von Form und Funktion in den biologischen Systemen das Bedürfnis, die Beziehungen zwischen hämodynamischen Herzkatheter- und angiokardiographischen Daten mit den computertomographisch faßbaren Strukturen des Herzens und der großen herznahen Gefäße zu untersuchen.

Den Messungen, die zu diesem Zwecke durchgeführt wurden, lag die Überlegung zugrunde, daß bei konstanten Druck- und Volumenverhältnissen im Herzen und im großen wie kleinen Kreislauf keine nennenswerten Größenänderungen der Ventrikel und Vorhöfe und auch keine Kaliberschwankungen der großen herznahen Gefäße bewirkt werden. Andererseits war davon auszugehen, daß längerdauernde chronische Änderungen des Druckes und der Volumina in einer oder mehreren Herzhöhlen und im Kreislauf in entsprechender Weise die Größe, Form und Lage der Herzhöhlen und der großen herznahen Gefäße beeinflussten, sofern die Änderungen genügend groß und von ausreichender Dauer waren und die Wände ihre Anpassungsfähigkeit noch nicht verloren hatten.

Die Änderungen ließen sich in der CT durch eine überlagerungsfreie, schichtweise Darstellung beobachten und messen. Dabei ergab sich, daß schon bei den qualitativen (optischen) computertomographischen Aufnahmen des Herzens im Zusammenhang mit einer veränder-
ten, länger anhaltenden kardialen Hämodynamik

(Blutvolumina, Blutflußrichtungen, Blutdruck) morphologische Veränderungen kardialer Strukturen, d.h. der Herzhöhlen (des linken und rechten Ventrikels, des rechten und linken Vorhofs), des Myokards und der großen herznahen Gefäße (der Aorta ascendens und descendens, des Truncus pulmonalis, der Vena cava superior und Vena cava inferior) zu erkennen waren.

Das wesentliche Ziel der Studie war es nun, zu untersuchen, bis zu welchem Ausmaß es möglich ist, aus den morphologischen Veränderungen gegenüber Normalbefunden auch auf eine veränderte kardiale Hämodynamik zu schließen.

2.1. Auswahl geeigneter Meßparameter

Diese Aufgabe macht es erforderlich, computertomographisch klar definierte Strukturen und Meßparameter zu suchen und aus diesen solche auszuwählen, die für die Untersuchung geeignet sind. Gefragt wird somit nach Größen, von denen Funktionen abgeleitet werden können, die in Kurven dargestellt eine Aussage über die Beziehungen der oben erwähnten morphologischen Veränderungen mit denjenigen der kardialen Hämodynamik gestatten.

In Betracht kommen für die CT in der Kardiologie morphologische, koronare und geometrische und funktionelle Parameter (72).

Mit den morphologischen Parametern können durch die schichtweise, überlagerungsfreie Darstellung des Herzens nach intravenöser KM-Applikation Lage, Gestalt

und Verhältnisse der Herzhöhlen und der großen herznahen Gefäße zueinander festgestellt und gleichzeitig auch ihre lokalen Beziehungen zu perikardialen, mediastinalen und thorakalen Strukturen beurteilt werden. Hierbei lassen sich insbesondere Form und Verlauf der einzelnen Gefäßstrukturen, Erweiterungen der Herzhöhlen, Hypertrophie und Atrophie des Myokards und speziell (in Anbetracht der hohen Dichtewerte) Verkalkungen klar erkennen.

Durch koronare Parameter sind die koronar-arteriellen Gefäße einschließlich der aorto-koronaren Bypässe nach intravenöser KM-Applikation auf Verschluß bzw. Durchgängigkeit zu beurteilen. Dieselben Erfolge ergeben sich für die Erkennbarkeit von Verkalkungen der Koronargefäßwände. In der klinischen Diagnostik konnten Riemüller (70) und Mitarbeiter zeigen, daß die Folgen infarktbedingter Myokardwandveränderungen computertomographisch mit einer der Lävokardiographie vergleichbaren Sensitivität und Spezifität erkannt werden können.

Eine weitere Art sind geometrisch und funktionelle Parameter. Riemüller und weitere Mitarbeiter konnten zeigen, daß es möglich ist, die aus den zwei geometrischen Parametern LVEDV und LVMM abzuleitende Masse/Volumen-Relation als Funktionsparameter mit einer der Lävokardiographie vergleichbaren Genauigkeit zu bestimmen (68, 69). Weitere geometrische und funktionelle Parameter sind Gegenstand der vorliegenden Studie.

2.2. Quantitative Bestimmung dieser
 Parameter

Zur Erreichung des aufgezeigten Zieles kann es noch nicht genügen, nur geeignete qualitative Parameter zu finden. Es ist notwendig, diese auch in ihrer Größe quantitativ zu bestimmen, d.h. für die zu untersuchenden morphologischen Strukturen entsprechende Meßgrößen (Meßwerte) zu eruieren und festzulegen. Es bieten sich hierfür die Messungen der Flächen bzw. Durchmesser dieser Strukturen an.

2.3. Überprüfung der Wertigkeit dieser
 Parameter und ihrer Meßgrößen im Ver-
 gleich mit Herzkatheter und angio-
 kardiographischen Daten von Herzgesun-
 den und von Patienten mit unterschied-
 lichen kardialen Erkrankungen

Im weiteren Fortgang soll die Studie auch prüfen, welcher Wert den ausgewählten und bezüglich ihrer Größe bestimmten Parametern zukommt. Ihre abschließende Aufgabe wird es sein, diese Parameter im Vergleich zu Herzkatheter- und angiokardiographischen Daten bei Herzgesunden und bei Patienten mit unterschiedlichen kardialen Erkrankungen auszuwerten und nach ihrer Bedeutung und Wichtigkeit zu würdigen.

3. Patientengut

3.1. Auswahlkriterien

Im Rahmen dieser Studie wurden bis Herbst 1982 in der Radiologischen Klinik und Poliklinik der Universität München 114 Patienten unter verschiedenen kardiologischen Fragestellungen computertomographisch untersucht und von diesen diejenigen ausgewählt, bei denen neben einem verwertbaren Computertomogramm auch ein Herzkatheter- und angiokardiographischer Befund erhoben war. Insgesamt konnten 108 Patienten in die Untersuchungen einbezogen werden, die der dargelegten Zielsetzung der Studie dienen sollten. Zwischen den beiden oben genannten Untersuchungsmethoden lag ein Zeitabstand von 21 Tagen (0-252).

Das durchschnittliche Alter der Untersuchten betrug 49,4 Jahre (20-75). Davon waren 75 Männer und 33 Frauen. Die Männer hatten ein durchschnittliches Alter von 49,5 (20-70) Jahren, die Frauen von 49,2 (25-75).

3.1.1. Einteilung in Krankheitsgruppen

Aufgrund der Herzkatheter- und der angiokardiographischen Befunde konnte das Patientengut in folgende Krankheitsgruppen eingeteilt werden:

Tabelle 1: Einteilung des Patientenguts nach
Krankheitsgruppen

Krankheitsgruppe	Anzahl	n
1.) Herzgesunde (ohne feststellbare pathologische Befunde nach HK- u.angiokardiographischen Untersuchungen)		9
2.) Angeborene Herzfehler Vorhofseptumdefekt ASD (ASD+offener Ductus Botalli(1); ASD(4)		5
3.) Erworbene Herzfehler (nach HK im Vordergrund stehender wird an erster Stelle genannt)		
3.1) Aortenstenosen AS		6
3.2.) Aorteninsuffizienzen AI (AI+MS(1); AI+MI(1); AI(3))		5
3.3.) Mitralinsuffizienzen MI (MI+AI(1); MI(3))		4
3.4.) Mitralstenosen MS		2
3.5.) Mitralinsuffizienz+Aortenstenose (MI+AS+TI(1); MI+AS(3))		4
4.) Arterielle Hypertonien		
4.1.) Systemisch-arterielle Hypertonien		13
4.2.) Pulmonal-arterielle Hypertonien		5
5.) Kardiomyopathien CM ⁽⁺⁾		
5.1.) Dilative Kardiomyopathien CCM		11
5.2.) Hypertrophe Kardiomyopathien HCM (Hypertrophe obstruktive CM - HOCM (6); Hypertrophe nicht obstruktive CM - HNCM(2))		8
5.3.) Spezifische nicht entzündliche Herzmuskel- erkrankungen (Sarkoidose (2))		2
5.4.) Spezifische entzündliche Herzmuskeler- krankungen (Myokarditis)		4
6.) Koronare Herzerkrankungen (unterschied- lichen Schweregrades)		20
7.) Konstriktive perikardiale Erkrankungen (Pericarditis constrictiva)		10

Summe: 108

(+) WHO/ISFC

(Zahlen in Klammern geben die Anzahl der Patienten der jeweiligen speziellen Krankheitsgruppe an)

3.1.2. Herzkatheter und angiokardiographische Meßdaten bei Herzgesunden

Im gesamten untersuchten Patientengut fanden sich nur 9 Personen, bei denen angiokardiographisch kein pathologischer Befund am Herzen verifiziert werden konnte.

Folgende Herzkatheter- und angiokardiographische Meßwerte werden als noch normal angesehen:

Mitteldruck im RV	≤	35	)
Mitteldruck im TP	≤	23	)
Mitteldruck im RA	≤	9	)
Verschlußdruck VD	≤	14	)
Syst.Druck im LV	≤	145	) mm HG
Syst.Diast.D.in AA	≤	145/85	)
Mitteldruck im LA	≤	14	)
Enddiast.Vol. EDV	≤	160	ml

Zusätzlich wurde davon ausgegangen, daß der Verschlußdruck VD dem Mitteldruck im LA entspricht. Ausgeschlossen wurden ferner Links-Rechts-Shunts, Rechts-Links-Shunts, angeborene und erworbene Vitien, Kardiomyopathien, spezifische Herzmuskelerkrankungen und perikardiale Erkrankungen.

Die als normal erfaßten angiokardiographischen
Meßwerte sind in der Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 2: Normalwerte im HK, n = 9

Meßort	Mittelwert $\bar{x}$	
RV	29 (19 - 35)	
TP	16 (10 - 23)	
VD	9 (5 - 14)	mm Hg
LV	118 (101 - 145)	
AA	116 / 65 (98 - 140 / 55-84)	
EDV	106 (74 - 158)	ml
RA	5 (2 - 9)	mm Hg
LA	9 (5 - 14)	

4. Untersuchungsmethode

4.1. Geräte; kurze Beschreibung

4.1.1. CT-Gerät

Die Untersuchungen der Patienten wurden am Ganzkörper-Tomographen Somatom SF, später Somatom II (Fa. Siemens) durchgeführt. Dabei handelt es sich um computertomographische Geräte der sogenannten dritten Generation.

Sie sind ausgerüstet mit einer Röntgenröhre mit Fächerstrahl und einem gleichzeitig rotierendem Detektorensystem. Für die Scan-Zeit (Aufnahme- oder Umlaufzeit) der rotierenden Abtasteinheit (Fächerstrahl und Detektorensystem) werden 4,8 sec benötigt. Die gepulsten Röntgenstrahlen von 2 msec Dauer haben weitgehend konstante Strahlenqualität (125 KV, 230 MAS, 1 mm Cu-Filterung). Im Winkelabstand von 1° durchdringen sie in 4,8 sec 360 mal die zu untersuchende Körperschicht. An den 512 Detektoren werden 184.320 Meßsignale erzeugt (72). Die jeweiligen computertomographischen Untersuchungen werden auf Floppy-Disk gespeichert, um einer späteren und weiteren Auswertung zugänglich zu sein.

4.1.2. Evaluskop

Das zum Somatom SF/II zugehörige Evaluskop dient einer späteren weiteren Auswertung der CT-Aufnahmen. Dieses Gerät ermöglicht es, die auf Floppy-Disk digital gespeicherten Daten analog wiederzugeben und auf einem Monitor abzurufen. Diese können dann dadurch unter verschiedenen Fragestellungen und Gesichtspunkten einer weiteren Auswertung (z.B. durch Messen von Entfernungen,

Flächen, Dichtewerten etc.) zugänglich gemacht werden. Es ist möglich, aus dem gesamten Dichtebereich eine beliebige Fensterbreite und -lage auszuwählen und davon unabhängig die Helligkeit der Bildwiedergabe am Monitor zu verändern.

4.2. Durchführung der Patientenuntersuchungen

Am CT-Gerät war die Schichtbreite der einzelnen CT-Aufnahmen mit 8 mm festgelegt. Die Stellung der Gantry war 0°. Die Scan-Zeit betrug 4,8 sec.

Bei den Untersuchungen befanden sich die Patienten in Rückenlage oder bei besonderer Veranlassung ausnahmsweise in Seitenlage. Sämtliche computertomographischen Schichten wurden bei angehaltenem Atem und in mittlerer Inspirationsstellung der Patienten aufgenommen. Nachdem mittels eines Topogramms (Computer-Radiogramms) die kraniale und kaudale Herzgrenze bestimmt war, wurden die computertomographischen Schichten vom linken Diaphragma bis zum Aortenbogen gefertigt und zwar zunächst ohne, dann anschließend mit KM. Die KM-Applikation (Meglumini-Joxitalamat mit 65%igem Jodgehalt, Fa. Byk-Gulden, Konstanz) erfolgte intravenös über eine der Cubitalvenen. Die ersten 20-40 ml wurden als Bolus injiziert. Die weitere KM-Applikation geschah in Abhängigkeit von der sich ändernden KM-Dichte des Blutes, wie sie am Monitor-Sofortbild sichtbar wurde. Die durchschnittliche KM-Menge betrug 100 ml (50-150 ml), wobei stets darauf geachtet wurde, daß die KM-Menge den Grenzwert von 2 ml/kg KG nicht überstieg.

Bei den einzelnen Patienten wurden 15-40 computertomographische Schichten aufgezeichnet. Die Untersuchung beanspruchte jeden Patienten durchschnittlich 30 Minuten.

4.3. Auswahl der zu messenden Parameter

Es sollten für bestimmte morphologische Veränderungen kardialer Strukturen, die in einer ursächlichen, abhängigen Beziehung zur kardialen Hämodynamik stehen, Meßgrößen für die Schnitte und Schichtebenen ihrer Flächen oder Durchmesser ermittelt werden. Hierzu wurden insbesondere die beiden Ventrikel (LV, RV), die beiden Vorhöfe (LA, RA), die Aorta ascendens (AA) und descendens (ADS, ADI), die Vena cava superior (VCS) und inferior (VCI), der Truncus pulmonalis (TP) und die beiden Pulmonalarterien (LPA, RPA) ausgewählt und gemessen (s.u. 4.6.). Die Meßergebnisse wurden durch Bildung von Quotienten (VCI/VCS, ADI/VCI, ADS/VCS, LV/RV, LA/RA, AA/TP, AA/ADS, TP/VCS, LV/RA, LV/LA, RV/RA, RV/LA) auf ihre Zusammenhänge untersucht (s.u. 5.).

4.4. Durchführung der Parametermessungen

Die Durchführung der Parametermessungen erfolgte mit dem Evaluskop. Die gesamten auf Floppy-Disk gespeicherten computertomographischen Untersuchungen wurden von kaudal nach kranial Schicht für Schicht (entsprechend den jeweiligen Aufzeichnungen zunächst ohne, anschließend mit KM) abgerufen und gesichtet.

Aus allen zur Verfügung stehenden CT-Aufnahmen einer jeden Patientenuntersuchung wurden diejenigen CT-Schichten ausgewählt, in denen die zu untersuchenden kardialen und Gefäßstrukturen so zur Darstellung kamen, daß für sie optisch faßbare Bedingungen möglichst genau erfüllt wurden.

Zum Zeitpunkt der Messungen am Evaluskop waren dem Auswerter die jeweils zugehörigen Patientendiagnosen nicht bekannt. Die Messungen fanden zumeist nachts bei gleicher künstlicher Beleuchtung statt. Die Einstellung der Helligkeit am Monitor war subjektiv in etwa gleich, zumindest aber unverändert innerhalb jeder einzelnen Patientenuntersuchung.

Die Fensterbreite betrug 512 HE, die Fensterlage war mit + 125 HE festgelegt. Zur Erfassung der einzelnen Meßwerte wurde zunächst die gewünschte Funktion D = distance zur Entfernungsmessung bzw. ROI = region of interest zur Flächenmessung eingestellt.

Abschließend wurde mit einem Lichtgriffel auf einer Kontaktplatte von ca. 8 x 12 cm, entsprechend der Bildfläche des Monitors, auf dem die jeweilige CT-Schicht abgebildet ist, durch Markieren zweier entsprechender Punkte die Entfernung bzw. durch Umfahren die Fläche der oben genannten kardialen und Gefäßstrukturen bestimmt. Da die zu messenden Strukturen sich gegenüber ihrer angrenzenden Umgebung als hyperdense Bezirke darstellen, wurden die Grenzpunkte bzw. -konturen jeweils an den am Monitorbild optisch erkennbaren Dichtestufen zwischen hyper- und hypodensen Zonen gesetzt.

Jede einzelne Messung erfolgte für die entsprechenden Strukturen dreimal.

Aus den gewonnenen Ergebnissen wurden Mittelwerte gebildet und diese dann weiter ausgewertet.

4.5. Angewandte Statistik

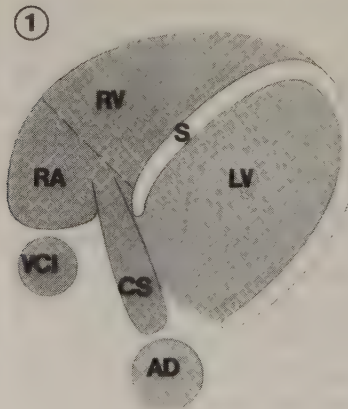
Die statistische Auswertung berücksichtigte die Bildung von Mittelwerten mit einfacher Standardabweichung. Außerdem wurde ein 95%iger Vertrauensbereich für die jeweiligen Quotienten und innerhalb einer Patientengruppe berechnet.

4.6. Messungen kardialer Strukturen

4.6.1. Messung der Flächen der Vena cava inferior und des korrespondierenden Abschnitts der Aorta descendens

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene (vgl. Abbildung 1), in der die VCI im Vergleich zur korrespondierenden Aorta descendens (ADI) dargestellt war und die Flächen beider Gefäße gemessen werden konnten.

Abbildung 1: Anatomische Schnittebene 1



- AD = Aorta descendens
- CS = Koronarsinus
- LV = linker Ventrikel
- RA = rechter Vorhof
- RV = rechter Ventrikel
- S = Septum interventriculare
- VCI = Vena cava inferior

In der Regel waren der Koronarsinus und die diaphragmanahen Anteile beider Ventrikel sichtbar. Die VCI stellte sich, zwischen Diaphragma und Herz gelegen, meist rund bis oval dar; die ADI, links paravertebral, zeigte sich überwiegend rund.

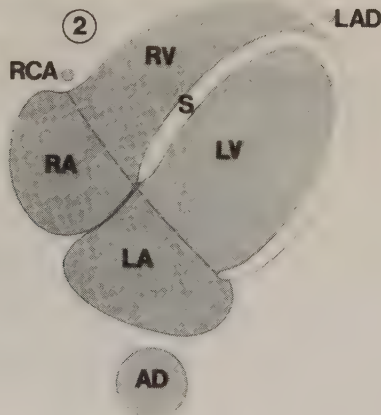
Es wurde diejenige Schicht ausgewählt, in der die VCI möglichst orthograd dargestellt war, ebenso der korrespondierende Abschnitt der Aorta descendens.

Die Bestimmung der VCI und ADI erfolgte als Flächenmessung. Unter der Gesamtheit aller Tomogramme war die VCI pro Patientenuntersuchung nur auf 1 oder 2 Scan abzugrenzen.

4.6.2. Messung der Flächen beider Ventrikel

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene (vgl. Abbildung 2), in der beide Ventrikel oder zumindest der linke in ihren größten Flächen abgebildet wurden.

Abbildung 2: Anatomische Schnittebene 2



- AD = Aorta descendens
- LA = linker Vorhof
- LAD = Ramus interventricularis anterior
- LV = linker Ventrikel
- RA = rechter Vorhof
- RCA = rechte Koronararterie
- RV = rechter Ventrikel
- S = Septum interventrikulare

Nicht selten waren beide Vorhöfe, sowie das Septum interventriculare und Septum interatriale dargestellt. Der LV zeigte meist eine ovale, gelegentlich runde, der RV hingegen eine meist halbmondförmige Kontur. Die Größenbestimmung erfolgte als Flächenmessung. Die jeweils dem LV und RV anteilige Myokardwand wurde miteinbezogen, das Septum interventrikulare wurde der Fläche des LV zugeordnet.

4.6.3. Messung des horizontalen Querdurchmessers des rechten Vorhofs

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene, in der der RA den größten horizontalen Querdurchmesser (von der Klappenebene zum Rand des RA parallel zum Rücken des Patienten) aufwies.

Sie lag meistens 1 - 2 Scans kranial der Schnittebene 2 (vgl. Abbildung 2).

Der RA stellte sich oval bis rund dar.

Die Größenbestimmung erfolgte als Entfernungsmessung.

4.6.4. Messung des vertikalen Querdurchmessers des linken Vorhofs

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene, in der der LA den größten vertikalen Querdurchmesser (von der Klappenebene zur dorsalen Wand des LA quer zur Körperlängsachse des Patienten) aufwies.

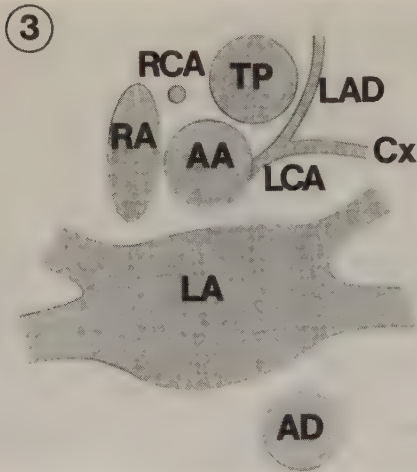
Sie lag mehrere Scans kranial der unter 4.6.3. geschilderten Schnittebene (vgl. Abbildung 2).

Der LA stellte sich oval bis rund dar. Meist waren die lateralwärts einmündenden Pulmonalvenen zu erkennen. Die Größenbestimmung erfolgte als Entfernungsmessung.

4.6.5. Messung der Flächen der Aorta ascendens
und des Truncus pulmonalis

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene (vgl. Abbildung 3) unmittelbar oberhalb der Herzbasis mit den Koronararterien, der AA, dem TP, des LA mit den kranialen Pulmonalvenen und dem kranialen Anteil des RA bzw. der VCS.

Abbildung 3: Anatomische Schnittebene 3



- AA = Aorta ascendens
- AD = Aorta descendens
- CX = Ramus circumflexus
- LA = linker Vorhof
- LAD = Ramus interventricularis anterior
- LCA = linke Koronararterie
- RA = rechter Vorhof
- RCA = rechte Koronararterie
- TP = Truncus pulmonalis

Die AA war überwiegend rund. Links der AA stellte sich der ovale bis runde TP dar.

Unter der Gesamtheit aller Tomogramme pro Patientenuntersuchung war der TP nur auf 1 - 2 Scans abgrenzbar. Die Größenbestimmung erfolgte als Flächenmessung.

4.6.6. Messung der Flächen der Vena cava
superior und des korrespondierenden
Abschnitts der Aorta descendens

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene, in der die VCS und der korrespondierende Abschnitt der Aorta descendens (ADS) möglichst orthograd dargestellt waren. In der Regel war es die unter 4.6.5. geschilderte Schnittebene (vgl. Abbildung 3). Die VCS, oval bis rund, lag rechts und etwas dorsal der überwiegend runden AA. Die runde ADS fand sich wie die ADI entsprechend ihrem Verlauf links paravertebral gelegen.

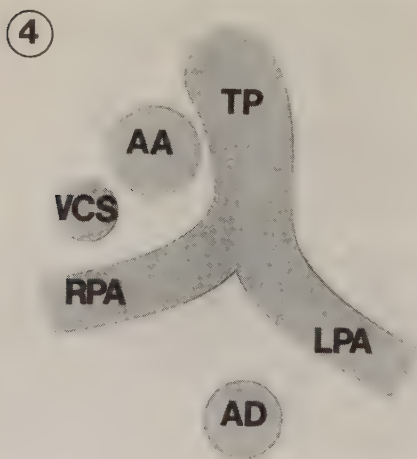
4.6.7. Messung der Flächen der Aorta ascendens
und des korrespondierenden Abschnitts
der Aorta descendens

Der Meßort war die unter 4.6.6. beschriebene anatomische Schnittebene, in der ebenfalls die AA und die ADS zur Darstellung kamen (vgl. Abbildung 3). Die Größenbestimmung erfolgte als Flächenmessung.

4.6.8. Messung des Durchmessers der rechten
und linken Pulmonalarterie

Der Meßort war diejenige anatomische Schnittebene (vgl. Abbildung 4), in der die großen kranialen herznahen Gefäße (VDS, rechte oder rechte und linke Pulmonalarterien, AA und der korrespondierende Abschnitt der Aorta descendens) dargestellt waren.

Abbildung 4: Anatomische Schnittebene 4



AA = Aorta ascendens
AD = Aorta descendens
LPA = linke Pulmonalarterie
RPA = rechte Pulmonalarterie
TP = Truncus pulmonalis
VCS = Vena cava superior

In der Regel waren beide Pulmonalarterien zu erkennen. In Einzelfällen stellte sich die LPA auf einer höher liegenden Schicht dar.

Die Querdurchmesser der RPA und der LPA wurden jeweils ca. 3 cm distal der Aufzweigung des TP in seine beiden Hauptäste gemessen.

5. Meßergebnisse

Zunächst wurden zur Bestimmung der Quotienten die Mittelwerte aus den 3-fach durchgeführten Einzelmessungen der Flächen (VCI, VCS, ADI, ADS, AA, TP, LV, RV) und der Querdurchmesser (LA, RA, RPA, LPA) errechnet.

Um die variablen Größen der genannten kardialen und Gefäßstrukturen bei verschiedenen Altersstufen, Körpergrößen, Konstitutionen sowie Lebensbedingungen (Beruf, Sportler, etc.) auszuschalten, wurden aus den oben erwähnten Mittelwerten Quotienten folgender Strukturen gebildet:

VCI / VCS

ADI / VCI

ADS / ADI

ADS / VCS

LV / RV

LA / RA

AA / TP

AA / ADS

TP / VCS

RPA / LPA

LV / RA

LV / LA

RV / RA

RV / LA

Die so bei den einzelnen Patienten gewonnenen Quotienten wurden entsprechend den angiokardiographisch gesicherten Diagnosen zusammengefaßt.

- 5.1. Kardiale und Gefäß-Quotienten aus den Meßwerten für Aorta ascendens, Aorta descendens, Vena cava inferior, Vena cava superior, den linken Vorhof, rechten Vorhof, linken Ventrikel, rechten Ventrikel, Truncus pulmonalis, die rechte und linke Pulmonalarterie

5.1.1. Herzgesunde

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 3 aufgeführt.

Tabelle 3: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Herzgesunden (Normalkollektiv),
n = 9

Quotient	Mittelwert $\bar{x}$	Vertrauensbereich $\alpha = 95\%$
VCI/VCS	1,91	1,60 - 2,22
ADI/VCI	1,22	0,88 - 1,56
ADS/ADI	1,05	0,95 - 1,15
ADS/VCS	2,33	1,81 - 2,85
LV / RV	1,97	1,63 - 2,31
LA / RA	0,91	0,83 - 0,99
AA / TP	1,04	0,97 - 1,11
AA /ADS	2,01	1,73 - 2,29
TP /VCS	4,63	3,32 - 5,94
RPA/LPA	1,04	0,93 - 1,15
LV / RA	93,55	78,78 - 108,32
LV / LA	103,25	89,29 - 117,21
RV / RA	49,95	39,52 - 60,38
RV / LA	55,44	43,45 - 67,43

Es finden sich anhaltsweise die folgenden vereinfachten Beziehungen:

$VCI \hat{=} 2 \times VCS$
 $ADI \hat{=} VCI$
 $ADS \hat{=} ADI$
 $ADS \hat{=} 2 \times VCS$
 $AA \hat{=} TP$
 $LV \hat{=} 2 \times RV$
 $LA \hat{=} RA$
 $AA \hat{=} 2 \times ADS$
 $TP \hat{=} 4 \times VCS$
 $RPA \hat{=} LPA$

$LV \hat{=} 100 \times RA$
 $LV \hat{=} 100 \times LA$
 $RV \hat{=} 50 \times RA$
 $RV \hat{=} 50 \times LA$

5.1.2. Angeborene Herzfehler

Entsprechend den HK-Befunden konnten 5 Patienten der Gruppe mit angeborenem Herzfehler zugeordnet werden. Bei allen lag ein Vorhofseptumdefekt zu Grunde. Ein Patient hatte zusätzlich einen offenen Duktus Botalli. Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 4 aufgeführt.

Tabelle 4: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit angeborenem Herzfehler, n = 5

Quotient	Mittelwert $\bar{x}$	Vertrauensbereich $\alpha = 95\%$
VCI/VCS	2,29	1,72 - 2,86
ADI/VCI	0,64	0,37 - 0,91
ADS/ADI	1,17	0,94 - 1,40
ADS/VCS	1,48	1,25 - 1,71
LV / RV	1,31	0,87 - 1,75
LA / RA	0,78	0,67 - 0,89
AA / TP	0,79	0,65 - 0,93
AA /ADS	2,33	1,63 - 3,03
TP /VCS	4,50	2,89 - 6,11
LV / RA	78,00	59,20 - 96,80
LV / LA	101,08	85,93 - 116,23
RV / RA	62,02	47,44 - 76,60
RV / LA	84,23	54,34 - 114,12

Im Vergleich zum Normalkollektiv ergaben sich bei den Patienten mit angeborenem Herzfehler folgende Veränderungen: Gegenüber der Aorta descendens vergrößerte obere und untere Hohlvenen, im Vergleich zur oberen eine vergrößerte untere Hohlvene, gegenüber der Aorta ascendens ein großer Truncus pulmonalis, gegenüber dem linken ein großer rechter Ventrikel bzw. Vorhof.

5.1.3. Erworbene Herzfehler

5.1.3.1. Aortenstenosen

Entsprechend den HK-Befunden konnten 6 Patienten der Gruppe mit Aortenstenose zugeordnet werden. Darüber hinaus hatten 4 Patienten ein kombiniertes Aortenvitium. Bei einem Patienten war eine Aortenisthmusstenose mit offenem Duktus Botalli diagnostiziert worden.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 5 aufgeführt.

Tabelle 5: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit Aortenstenose, n = 6

Quotient	Mittelwert $\bar{x}$	Vertrauensbereich $\alpha = 95\%$
VCI/VCS	1,88	1,49 - 2,27
ADI/VCI	1,13	0,87 - 1,39
ADS/ADI	1,20	1,02 - 1,38
ADS/VCS	2,52	1,87 - 3,17
LV / RV	3,37	2,35 - 4,39
LA / RA	1,12	0,98 - 1,26
AA / TP	1,48	1,06 - 1,90
AA /ADS	3,05	2,51 - 3,59
TP /VCS	5,32	3,89 - 6,75
LV / RA	150,34	125,33 - 175,35
LV / LA	137,07	106,37 - 167,77
RV / RA	47,12	39,24 - 55,00
RV / LA	42,41	35,11 - 49,71

Im Vergleich zum Normalkollektiv ergaben sich bei den Patienten mit Aortenstenose folgende Veränderungen:

Gegenüber vergrößertem Truncus pulmonalis eine sehr vergrößerte Aorta ascendens, eine gegenüber ihrem kaudalen Anteil (ADI) in ihrem kranialen Anteil (ADS) vergrößerte Aorta descendens, außerdem im Vergleich zum rechten Ventrikel einen extrem vergrößerten linken und gegenüber dem rechten Vorhof einen gering vergrößerten linken.

5.1.3.2. Aorteninsuffizienzen

Entsprechend den HK-Befunden konnten 5 Patienten der Gruppe mit Aorteninsuffizienz zugeordnet werden. Darüber hinaus hatten 2 von ihnen ein kombiniertes Aorten-vitium. Bei einem Patienten war zusätzlich eine Mitralstenose, bei einem weiteren eine Mitralinsuffizienz festgestellt worden.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 6 aufgeführt.

Tabelle 6: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit Aorteninsuffizienz, n = 5

Quotient	Mittelwert $\bar{x}$	Vertrauensbereich $\alpha = 95\%$
VCI/VCS	2,19	0,81 - 3,57
ADI/VCI	0,83	0,51 - 1,15
ADS/ADI	1,23	0,98 - 1,48
ADS/VCS	2,11	0,62 - 3,60
LV / RV	2,77	2,38 - 3,16
LA / RA	0,98	0,73 - 1,23
AA / TP	1,35	0,82 - 1,88
AA /ADS	2,48	1,77 - 3,19
TP /VCS	3,47	1,87 - 5,07
LV / RA	145,26	98,73 - 191,79
LV / LA	151,72	109,26 - 194,18
RV / RA	51,01	37,55 - 64,47
RV / LA	53,16	40,08 - 66,24

Im Vergleich zum Normalkollektiv waren bei den Patienten mit Aorteninsuffizienz folgende Veränderungen festzustellen: Im Vergleich zum Truncus pulmonalis eine vergrößerte Aorta ascendens, eine gegenüber ihrem kaudalen Anteil (ADI) in ihrem kranialen Anteil (ADS) vergrößerte Aorta descendens, einen gegenüber dem rechten Ventrikel extrem vergrößerten linken sowie einen gegenüber dem rechten Vorhof gering vergrößerten linken Vorhof.

5.1.3.3. Mitralinsuffizienzen

Entsprechend den HK-Befunden konnten 4 Patienten der Gruppe mit Mitralinsuffizienz zugeordnet werden. Alle Patienten hatten dabei ein kombiniertes Mitralvitium; einer hatte zusätzlich eine Aorteninsuffizienz, ein anderer einen Ventrikel- und Vorhofseptumdefekt. Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 7 aufgeführt.

Tabelle 7: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit Mitralinsuffizienz,
n = 4

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	1,61	1,17 -	2,05
ADI/VCI	0,81	0,54 -	1,08
ADS/ADI	1,07	0,87 -	1,27
ADS/VCS	1,47	0,94 -	2,00
LV / RV	2,21	1,71 -	2,71
LA / RA	1,15	0,85 -	1,45
AA / TP	0,96	0,78 -	1,14
AA /ADS	1,80	1,50 -	2,10
TP /VCS	2,82	1,66 -	3,98
LV / RA	83,47	66,36 -	100,58
LV / LA	74,02	63,19 -	84,85
RV / RA	38,62	29,11 -	48,13
RV / LA	34,02	30,13 -	37,91

Im Vergleich zum Normalkollektiv fanden sich bei den Patienten mit Mitralinsuffizienz folgende Veränderungen: Gegenüber der Aorta descendens vergrößerte obere und untere Hohlvenen, ein gegenüber dem rechten Vorhof vergrößerter linker Vorhof bei im Vergleich zu den Ventrikeln insgesamt vergrößerten Vorhöfen.

5.1.3.4. Mitralstenosen

Entsprechend den HK-Befunden konnten nur 2 Patienten der Gruppe mit Mitralstenose zugeordnet werden. Ein Patient hatte zusätzlich eine Aorteninsuffizienz. Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 8 aufgeführt.

Tabelle 8: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit Mitralstenose
n = 2

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	1,91	1,53 -	2,29
ADI/VCI	0,48	0,44 -	0,52
ADS/ADI	1,06	1,04 -	1,08
ADS/VCS	0,96	0,86 -	1,05
LV / RV	0,81	0,69 -	0,93
LA / RA	0,89	0,84 -	0,94
AA / TP	0,87	0,80 -	0,93
AA /ADS	2,37	2,05 -	2,69
TP /VCS	2,63	2,21 -	3,04
LV / RA	50,15	48,22 -	52,08
LV / LA	56,84	51,38 -	62,29
RV / RA	62,56	55,72 -	69,40
RV / LA	70,30	66,65 -	73,95

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigten die Patienten mit Mitralstenose folgende Veränderungen:

Im Vergleich zur Aorta descendens stark vergrößerte obere und untere Hohlvenen, einen gegenüber der Aorta ascendens stark vergrößerten Truncus pulmonalis, einen im Verhältnis zum linken extrem vergrößerten rechten Ventrikel, außerdem im Vergleich zu den Ventrikeln große Vorhöfe.

5.1.3.5. Mitralinsuffizienz und Aortenstenose

Entsprechend den HK-Befunden konnten 4 Patienten der Gruppe mit Mitralinsuffizienz + Aortenstenose zugeordnet werden. Ein Patient hatte zusätzlich eine Trikuspidalinsuffizienz.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 9 aufgeführt.

Tabelle 9: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit Mitralinsuffizienz und Aortenstenose, n = 4

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	1,59	0,93 -	2,25
ADI/VCI	0,94	0,84 -	1,04
ADS/ADI	0,94	0,85 -	1,03
ADS/VCS	1,35	0,80 -	1,90
LV / RV	2,56	2,04 -	3,08
LA / RA	0,80	0,66 -	0,94
AA / TP	1,40	1,04 -	1,76
AA /ADS	3,03	1,71 -	4,35
TP /VCS	2,68	2,00 -	3,36
LV / RA	97,05	64,14 -	129,96
LV / LA	120,12	88,85 -	151,39
RV / RA	37,19	30,37 -	44,01
RV / LA	47,03	36,76 -	57,30

Im Vergleich zum Normalkollektiv ließen sich bei den Patienten mit Mitralinsuffizienz und Aortenstenose folgende Veränderungen beobachten:

Gegenüber der Aorta descendens vergrößerte obere und untere Hohlvenen, ein im Verhältnis zum linken vergrößerter rechter Vorhof, eine im Vergleich zum Truncus pulmonalis vergrößerte Aorta ascendens, ein gegenüber dem rechten vergrößerter linker Ventrikel.

5.1.4. Arterielle Hypertonien

5.1.4.1. Systemische arterielle Hypertonien

Entsprechend den HK-Befunden konnten 13 Patienten der Gruppe mit systemisch-arterieller Hypertonie zugeordnet werden. Bei einem Patienten war zusätzlich ein Aortenaneurysma diagnostiziert worden.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 10 aufgeführt.

Tabelle 10: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit systemisch-arterieller Hypertonie, n = 13

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	1,90	1,70 -	2,10
ADI/VCI	1,26	1,06 -	1,46
ADS/ADI	1,01	0,97 -	1,05
ADS/VCS	2,52	2,15 -	2,89
LV / RV	2,36	2,00 -	2,72
LA / RA	0,89	0,80 -	0,98
AA / TP	1,09	0,95 -	1,23
AA /ADS	1,67	1,45 -	1,89
TP /VCS	3,86	3,33 -	4,39
LV / RA	111,52	96,61 -	126,43
LV / RA	125,57	112,01 -	139,13
RV / RA	49,93	40,97 -	58,89
RV / LA	56,34	47,39 -	65,29

Im Vergleich zum Normalkollektiv ergaben sich bei den Patienten mit systemisch-arterieller Hypertonie folgende Veränderungen:

Ein gegenüber dem rechten vergrößerter linker Ventrikel und eine im Vergleich zu den oberen und unteren Hohlvenen gering vergrößerte Aorta descendens.

5.1.4.2. Pulmonale arterielle Hypertonien

Entsprechend den HK-Befunden konnten 5 Patienten der Gruppe mit pulmonal-arterieller Hypertonie zugeordnet werden.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 11 aufgeführt.

Tabelle 11: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit pulmonal-arterieller Hypertonie, n = 5

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	1,97	0,86 -	3,08
ADI/VCI	1,05	0,19 -	1,91
ADS/ADI	1,15	1,04 -	1,26
ADS/VCS	2,02	1,06 -	2,98
LV / RV	1,66	0,87 -	2,45
LA / RA	0,89	0,69 -	1,09
AA / TP	0,70	0,56 -	0,84
AA /ADS	1,68	1,38 -	1,98
TP /VCS	4,63	2,76 -	6,50
LV / RA	101,59	65,98 -	137,20
LV / LA	109,85	87,75 -	131,95
RV / RA	69,28	43,42 -	95,14
RV / LA	83,16	48,76 -	117,56

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigten Patienten mit pulmonal-arterieller Hypertonie folgende Veränderungen: Gegenüber der Aorta descendens gering vergrößerte obere und untere Hohlvenen, einen im Verhältnis zum linken vergrößerten rechten Ventrikel und einen im Vergleich zur Aorta ascendens extrem vergrößerten Truncus pulmonalis.

5.1.5. Kardiomyopathien

5.1.5.1. Dilative Kardiomyopathien

Entsprechend den HK-Befunden konnten 11 Patienten der Gruppe mit dilativer Kardiomyopathie zugeordnet werden. Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 12 aufgeführt.

Tabelle 12: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit dilativer Kardiomyopathie, n = 11

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich a = 95%
VCI/VCS	2,83	2,05 - 3,61
ADI/VCI	0,88	0,68 - 1,08
ADS/ADI	1,07	1,02 - 1,12
ADS/VCS	2,32	1,61 - 3,03
LV / RV	2,71	2,01 - 3,41
LA / RA	0,91	0,79 - 1,03
AA / TP	0,97	0,89 - 1,05
AA /ADS	2,06	1,70 - 2,42
TP /VCS	4,71	3,38 - 6,04
LV / RA	149,85	119,01 - 180,69
LV / LA	164,92	141,73 - 188,11
RV / RA	61,99	56,15 - 67,83
RV / LA	72,90	56,69 - 89,11

Im Vergleich zum Normalkollektiv waren bei den Patienten mit dilativer Kardiomyopathie folgende Veränderungen festzustellen:

Gegenüber der oberen Hohlvene und der Aorta descendens eine vergrößerte untere Hohlvene und gegenüber dem großen rechten ein vergrößerter linker Ventrikel.

5.1.5.2. Hypertrophe Kardiomyopathien

Entsprechend den HK-Befunden konnten 8 Patienten der Gruppe mit hypertropher Kardiomyopathie zugeordnet werden. Davon hatten 2 Patienten eine hypertrophe nicht-obstruktive und 6 Patienten eine hypertrophe obstruktive Kardiomyopathie.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 13 aufgeführt.

Tabelle 13: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit hypertropher Kardiomyopathie, n = 8

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	2,16	1,25 -	3,07
ADI/VCI	1,05	0,73 -	1,37
ADS/ADI	1,09	1,01 -	1,17
ADS/VCS	2,36	1,24 -	3,33
LV / RV	2,25	2,01 -	2,49
LA / RA	1,16	0,99 -	1,33
AA / TP	1,03	0,92 -	1,14
AA /ADS	1,90	1,54 -	2,26
TP /VCS	3,66	1,88 -	5,44
LV / RA	121,02	95,21 -	146,83
LV / LA	103,66	89,95 -	117,37
RV / RA	53,89	44,14 -	63,64
RV / LA	46,72	39,16 -	54,28

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigten Patienten mit hypertropher Kardiomyopathie folgende Veränderungen: Gegenüber der oberen Hohlvene und der Aorta descendens eine vergrößerte untere Hohlvene, gegenüber dem rechten einen vergrößerten linken Vorhof bzw. Ventrikel, im Vergleich zur Aorta ascendens eine vergrößerte Aorta descendens sowie im Vergleich zum Truncus pulmonalis eine vergrößerte Vena cava superior.

5.1.5.3. Spezifische nicht entzündliche Herzmuskel- erkrankungen

Entsprechend den HK-Befunden konnten nur 2 Patienten der Gruppe mit spezifischer nicht entzündlicher Herzmuskelerkrankung zugeordnet werden. Bei beiden Patienten lag eine Sarkoidose zu Grunde.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 14 aufgeführt.

Tabelle 14: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit spezifischer nicht entzündlicher Herzmuskelerkrankung, n = 2

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich a = 95%
VCI/VCS	1,69	-----
ADI/VCI	0,68	-----
ADS/ADI	0,98	-----
ADS/VCS	2,05	1,12 - 2,98
LV / RV	2,03	1,50 - 2,55
LA / RA	0,97	0,90 - 1,04
AA / TP	1,05	0,94 - 1,15
AA /ADS	2,48	2,39 - 2,56
TP /VCS	5,03	2,49 - 7,56
LV / RA	144,07	143,28 - 144,85
LV / LA	149,42	137,43 - 161,40
RV / RA	76,33	56,19 - 96,46
RV / LA	80,70	53,90 - 107,49

Im Vergleich zum Normalkollektiv wurden bei den Patienten mit spezifischer nicht entzündlicher Herzmuskelerkrankung folgende Veränderungen festgestellt:

Gegenüber der Aorta descendens vergrößerte obere und untere Hohlvenen, im Verhältnis zur Aorta descendens eine große Aorta ascendens, ebenso im Verhältnis zur Vena cava superior ein großer Truncus pulmonalis sowie zu den Vorhöfen große Ventrikel.

5.1.5.4. Spezifische entzündliche Herzmuskelerkrankungen (Myokarditis)

Entsprechend den HK-Befunden konnten 4 Patienten der Gruppe mit entzündlicher Herzmuskelerkrankung (Myokarditis) zugeordnet werden.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 15 aufgeführt.

Tabelle 15: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit spezifischer entzündlicher Herzmuskelerkrankung (Myokarditis),
n = 4

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich a = 95%
VCI/VCS	2,05	1,65 - 2,45
ADI/VCI	1,01	0,36 - 1,66
ADS/ADI	1,18	1,05 - 1,31
ADS/VCS	2,20	1,37 - 3,03
LV / RV	1,81	1,13 - 2,49
LA / RA	0,93	0,66 - 1,20
AA / TP	0,87	0,78 - 0,96
AA /ADS	1,60	1,40 - 1,80
TP /VCS	4,18	2,29 - 6,07
LV / RA	110,68	72,90 - 148,46
LV / LA	118,39	104,84 - 131,94
RV / RA	61,62	57,66 - 65,58
RV / LA	71,49	47,55 - 95,43

Im Vergleich zum Normalkollektiv fanden sich bei den Patienten mit spezifischer entzündlicher Herzmuskelerkrankung (Myokarditis) folgende Veränderungen:

Gegenüber der Aorta descendens gering vergrößerte obere und untere Hohlvenen, ein im Verhältnis zum linken gering vergrößerter rechter Ventrikel, außerdem ein im Vergleich zur Aorta ascendens vergrößerter Truncus pulmonalis.

5.1.6. Koronare Herzerkrankungen

Entsprechend den HK-Befunden konnten 20 Patienten der Gruppe mit koronarer Herzerkrankung zugeordnet werden. Bei den insgesamt vertretenen unterschiedlichen Schweregraden (I-IV) war in einem Fall zusätzlich ein Vorderwandaneurysma bzw. ein Aortenaneurysma diagnostiziert worden.

Ein Patient hatte zum Zeitpunkt der Messungen einen Aortenklappenersatz erhalten.

Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen sind in der nachfolgenden Tabelle 16 aufgeführt.

Tabelle 16: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit koronarer Herzerkrankung, n = 20

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich a = 95%
VCI/VCS	2,46	2,13 - 2,79
ADI/VCI	0,86	0,77 - 0,95
ADS/ADI	1,13	1,07 - 1,19
ADS/VCS	2,27	1,97 - 2,57
LV / RV	2,48	2,16 - 2,80
LA / RA	1,07	1,00 - 1,14
AA / TP	0,84	0,78 - 0,90
AA /ADS	1,65	1,50 - 1,80
TP /VCS	4,31	3,73 - 4,89
RPA/LPA	0,96	0,93 - 0,99
LV / RA	116,66	103,43 - 129,89
LV / LA	107,62	97,72 - 117,52
RV / RA	48,39	44,05 - 52,73
RV / LA	45,82	41,21 - 50,43

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigten die Patienten mit koronarer Herzerkrankung folgende Veränderungen:
Eine gegenüber der Vena cava superior und der Aorta descendens vergrößerte Vena cava inferior, im Verhältnis zur Aorta ascendens einen vergrößerten Truncus pulmonalis, ferner einen im Vergleich zum rechten größeren linken Ventrikel sowie gegenüber dem rechten einen größeren linken Vorhof.

5.1.7. Konstriktive perikardiale Erkrankungen

Entsprechend den HK-Befunden konnten 10 Patienten der Gruppe mit konstriktiver perikardialer Erkrankung (Pericarditis constrictiva) zugeordnet werden. Darüber hinaus war bei 3 Patienten eine Mitralinsuffizienz diagnostiziert worden. Die aus den computertomographischen Meßwerten ermittelten Quotienten sind in der nachfolgenden Tabelle 17 aufgeführt.

Tabelle 17: Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen bei Patienten mit konstriktiver perikardialer Erkrankung, n = 10

Quotient	Mittelwert x	Vertrauensbereich	
		a = 95%	
VCI/VCS	2,42	1,62 -	3,22
ADI/VCI	0,40	0,26 -	0,54
ADS/ADI	1,09	1,01 -	1,17
ADS/VCS	1,05	0,79 -	1,31
LV / RV	2,46	1,85 -	3,07
LA / RA	0,86	0,79 -	0,93
AA / TP	0,89	0,80 -	0,98
AA /ADS	1,83	1,43 -	2,23
TP /VCS	2,26	1,32 -	3,20
LV / RA	68,41	60,63 -	76,19
LV / LA	80,72	69,06 -	92,38
RV / RA	30,04	25,21 -	34,87
RV / LA	35,02	29,45 -	40,59

Im Vergleich zum Normalkollektiv ergaben sich bei den Patienten mit konstriktiver perikardialer Erkrankung folgende Veränderungen:

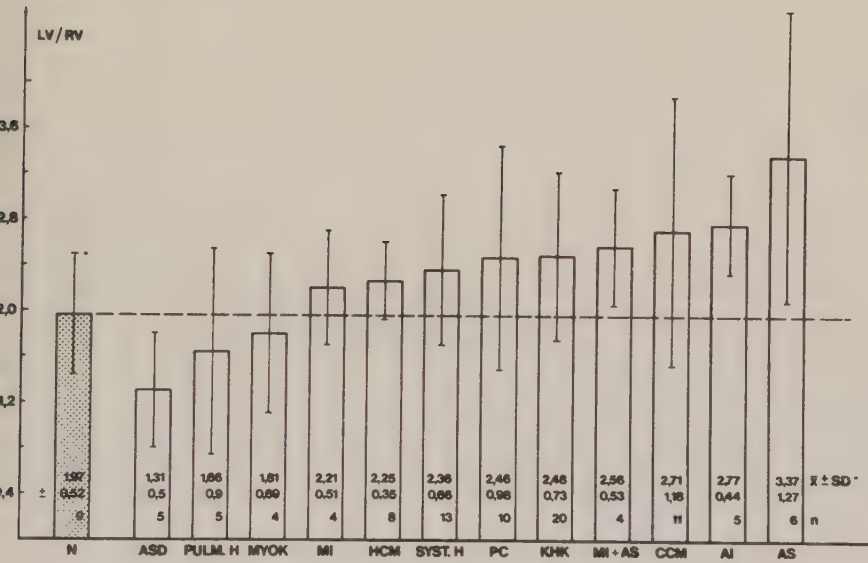
Gegenüber der Aorta descendens extrem vergrößerte obere und untere Hohlvenen, ein im Vergleich zu rechts vergrößerter linker Ventrikel, ein im Verhältnis zur Aorta ascendens vergrößerter Truncus pulmonalis, eine gegenüber der Aorta ascendens vergrößerte Aorta descendens, im Vergleich zum Truncus pulmonalis eine vergrößerte Vena cava superior und schließlich gegenüber den Ventrikeln extrem vergrößerte Vorhöfe.

6. Graphische Darstellung und Interpretation des Vergleichs einiger kardialer und Gefäßquotienten bei Herzgesunden und bei verschiedenen Krankheitsgruppen

In den nachfolgenden Abbildungen 5 - 12 werden die wichtigsten Quotienten als Normalwert verschiedenen kardialen Erkrankungen gegenübergestellt. Dargestellt sind die jeweiligen Mittelwerte mit ihren Standardabweichungen.

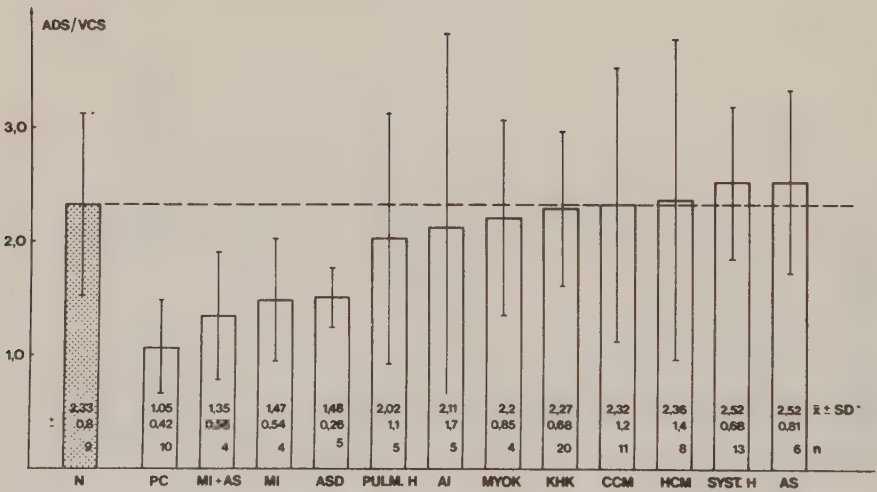
6.1. LV / RV

Abbildung 5: Vergleich der Quotienten LV/RV bei
Herzgesunden und verschiedenen kar-
dialen Erkrankungen



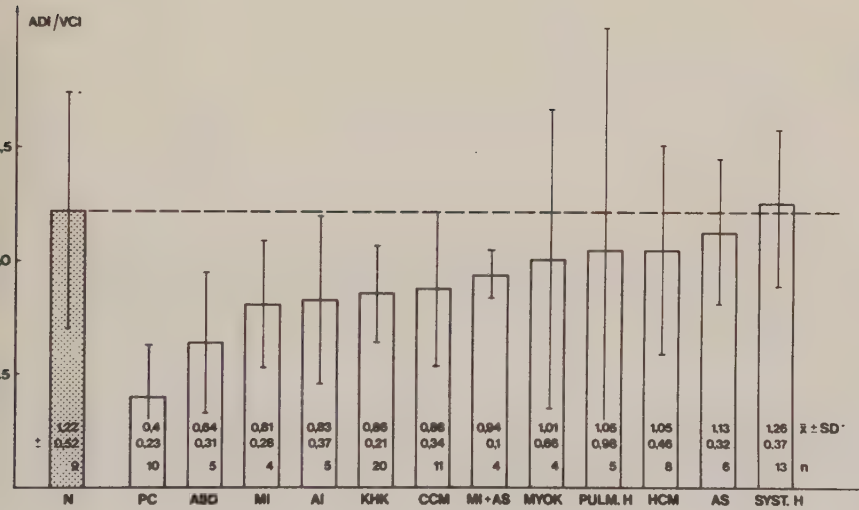
6.2. ADS / VCS

Abbildung 6: Vergleich der Quotienten ADS/VCS bei
Herzgesunden und verschiedenen kar-
dialen Erkrankungen



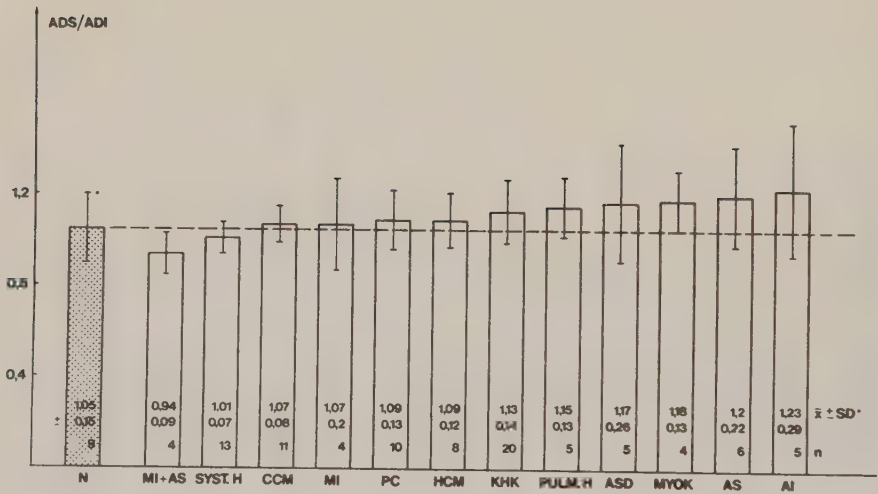
6.3. ADI / VCI

Abbildung 7: Vergleich der Quotienten ADI/VCI bei
Herzgesunden und verschiedenen kar-
dialen Erkrankungen



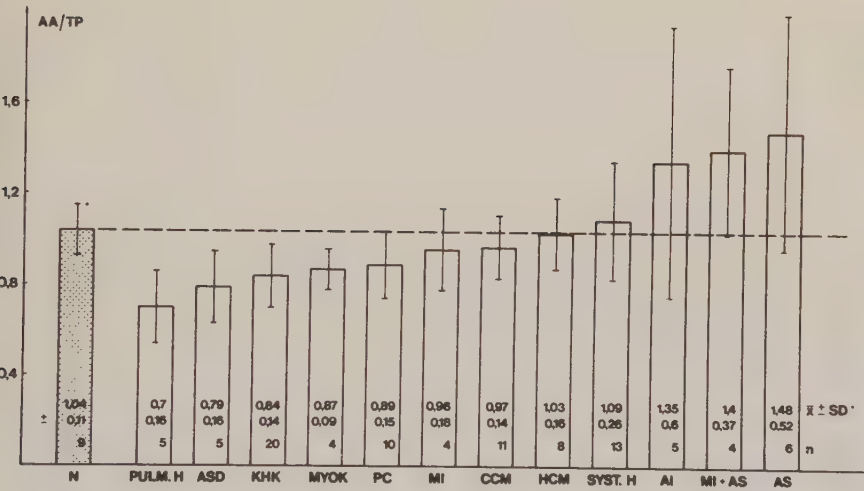
6.4. ADS / ADI

Abbildung 8: Vergleich der Quotienten ADS/ADI bei Herzgesunden und verschiedenen kardialen Erkrankungen



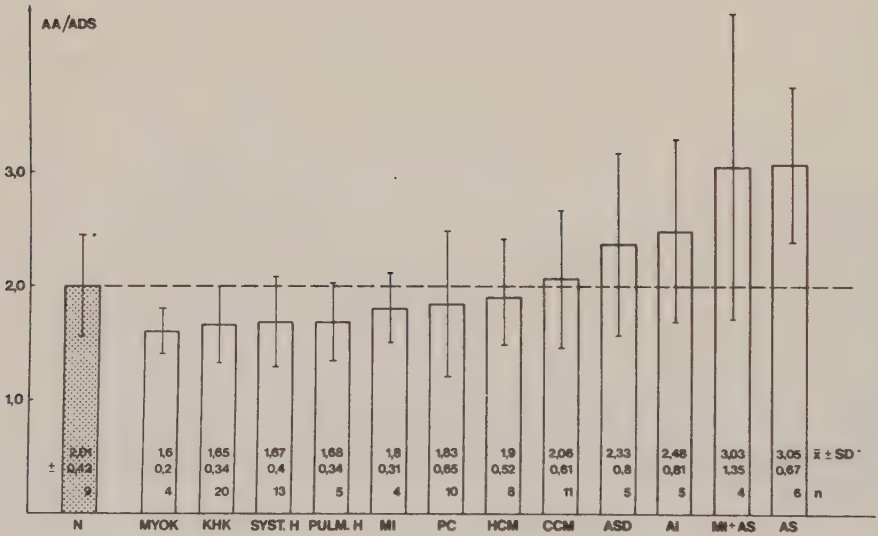
6.5. AA / TP

Abbildung 9: Vergleich der Quotienten AA/TP bei Herzgesunden und verschiedenen kardialen Erkrankungen



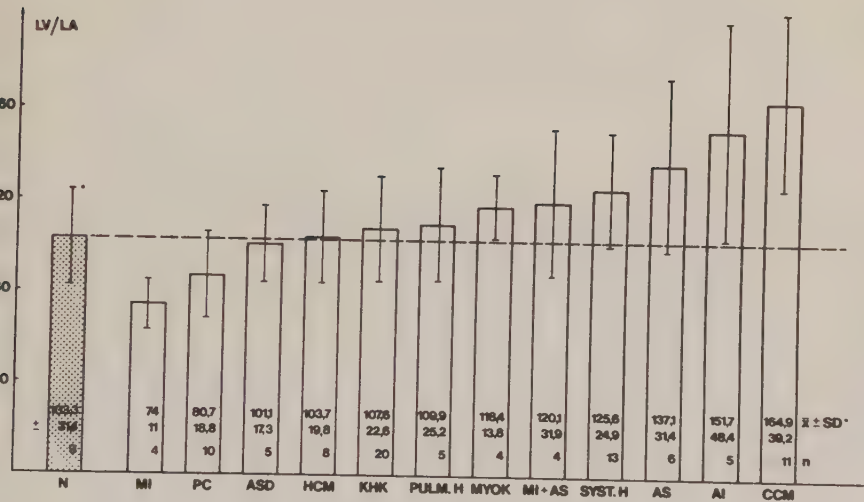
6.6. AA / ADS

Abbildung 10: Vergleich der Quotienten AA/ADS bei
Herzgesunden und verschiedenen kar-
dialen Erkrankungen



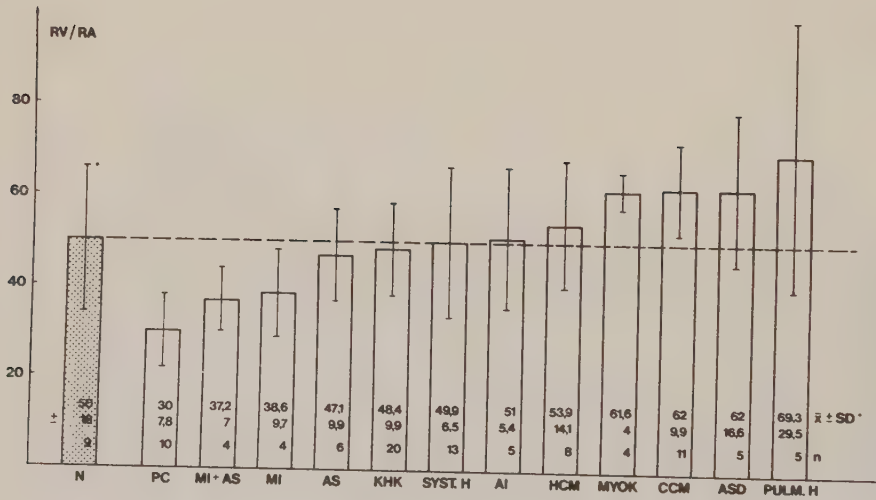
6.7. LV / LA

Abbildung 11: Vergleich der Quotienten LV/LA bei
Herzgesunden und verschiedenen kar-
dialen Erkrankungen



6.8. RV / RA

Abbildung 12: Vergleich der Quotienten RV/RA bei Herzgesunden und verschiedenen kardialen Erkrankungen



7. Diskussion

7.1. Patientengut

Von 114 Patienten wurden 108 in die Studie eingebracht, bei denen neben einem verwertbaren Computertomogramm ein Herzkatheter- und angiokardiographischer Befund vorlag.

Die Einteilung des Patientenguts nach Krankheitsgruppen erfolgte nach den im Herzkatheter und den angiokardiographisch erhobenen Diagnosen, die jeweils im Vordergrund standen. Die Anzahl der Patienten innerhalb der verschiedenen Krankheitsgruppen war unterschiedlich.

Eine genauere Differenzierung des Patientenguts jeder Krankheitsgruppe nach Geschlecht, Alter, Körpergröße und Lebensbedingungen (z.B. Beruf, Sportbetätigung etc.) wäre nur bei einer sehr viel größeren Anzahl von Patienten sinnvoll durchführbar gewesen. Der Anteil nach Geschlecht und Alter wurde vermerkt.

7.2. Untersuchung und Auswertung

7.2.1. Untersuchung in der CT

Am Computertomographiegerät waren für alle Patientenuntersuchungen die Scan-Zeit mit 4,8 sec., die Schichtbreite mit 8 mm und die Stellung der Gantry mit 0° festgelegt.

Trotzdem ergeben sich für eine objektive Untersuchungstechnik und damit auch für gleichfalls objektive Untersuchungsergebnisse bei den jeweiligen Patienten folgende Möglichkeiten von Fehlern:

1. Auf Grund individueller anatomischer Gegebenheiten können verschiedene Positionen der kardialen und Gefäßstrukturen vorhanden sein.
2. Die Inspirationsstellung eines Patienten unterscheidet sich im Einzelfall gelegentlich von der im Rahmen des durchgeführten Valsalva-Manövers geforderten mittleren Inspirationsstellung.
3. Die Herzfrequenz hat Einfluß auf die Herzgröße. Bei einer Scan-Zeit von 4,8 sec. werden auf einer Schichtaufnahme die Summationen von Herzaktionen mit entsprechendem Wechsel von Systole und Diastole abgebildet. Eine Herzfrequenz von 60/min. ergäbe die Summation von 5 Herzaktionen. Es scheinen allerdings Strukturen des Herzens in der CT erst bei Frequenzen von mehr als 120/min. kleiner zu werden.
4. Der "Partial-volume-effect" (PVE) kann die Größenabbildung der jeweiligen Strukturen verändern (76, 77). Da bei der Bildrekonstruktion jedes Volumelement (Voxel) als homogenkonstruiert angenommen und bei entsprechend unterschiedlich dichtem Material in diesem Volumelement ein gemittelter Wert digital gespeichert wird, ist insbesondere in Zonen stärker unterschiedlicher Dichte mit einer Darstellung von Strukturen falscher Densitäten zu rechnen. Zusätzlich ergibt sich eine Umschärfe zweier oder mehrerer bezüglich ihres Absorptionsverhaltens unterschiedlicher Nachbarstrukturen (72). Somit wäre bei der hier verwendeten Schichtbreite von 8 mm ein nicht ganz unerheblicher Einfluß des PVE auf die Größenabbildung der jeweiligen Strukturen anzunehmen.

5. Fehldiagnosen werden auch durch Artefakte verursacht. Darunter sind in der CT Abbildungsfehler (Abbildungsstörungen wie Schleier und Folienfehler) zu verstehen (89). Ein durch den Abbildungsvorgang entstehender (artefizieller) zusätzlicher Schatten bewirkt auch eine Dichteverfälschung des Bildabschnitts. Artefakte können gerätebedingt (meist durch Ausfall von Detektoren verursacht), bewegungsbedingt (mit Verwischung der Abbildung durch Bewegung einer Körperregion während des Aufnahmevorgangs) oder physikalisch bedingt sein (als sog. Aufhärtingsartefakt mit unscharf begrenzten Niveauverschiebungen und Kantenanhebungen). Die Bedeutung der Artefakte sollte nicht überschätzt werden (89); denn sie lassen sich zu einem bestimmten Ausmaß durch Filterfunktionen mindern. Auch eine kurze Abtastzeit des Scanners ist hilfreich. Im übrigen beeinträchtigen nach den Untersuchungen von Wegener (89) geringe Bewegungen bei kleinen Kontrastunterschieden die Bildqualität nur unbedeutend. Bei großen Kontrasten wirken sich allerdings bereits kleine Exkursionen einer Grenzfläche störend aus.

7.2.2. Auswertung in der CT (Evaluskop)

Am Evaluskop waren für alle Messungen die Fensterbreite mit 512 HE und die Fensterlage mit + 125 HE eingestellt.

Dabei bestehen für eine objektive Auswertung der Patientenuntersuchungen, abgesehen von den vorher genannten Fehlerquellen, bei der anzuwendenden Technik noch zusätzlich folgende :

1. Eine Art resultiert aus den Beleuchtungsverhältnissen Evaluskop-Arbeitsraum.
Obwohl die jeweiligen Messungen in der Regel nachts bei gleicher künstlicher Beleuchtung durchgeführt wurden, war die variable Helligkeitseinstellung des Monitorbildes nur subjektiv gleich, zumindest unverändert innerhalb jeder einzelnen Patientenuntersuchung. Helle hyperdense Strukturen erschienen in dunkler hypodenser Umgebung größer als entsprechend kontrastärmere : ein Phänomen, das wiederum durch die Anwendung von KM noch eine Verstärkung erfahren konnte. Desgleichen bestand auf Grund der engen Nachbarschaft von hyper- und hypodensen Strukturen die Gefahr, daß durch den Einfluß optischer Täuschungen am Auge des Auswertenden im Sinne eines "Mach-effects" (13) falsche Größen gemessen werden.
2. Eine weitere Fehlermöglichkeit lag in der manuellen Abtastung der mit Lichtgriffel und Kontaktplatte zu messenden Strukturen begründet.
Mit Hilfe von Lichtgriffel und Kontaktplatte wurden die Grenzpunkte bzw. Grenzkonturen für die zu messenden Strukturen an den optisch am

Monitorbild erkennbaren Dichtestufen zwischen hyper- und hypodensen Zonen gesetzt.

Bei den jeweils 3-fach durchgeführten Messungen schwankten die Meßwerte im allgemeinen nicht mehr als $\pm 2\%$ der errechneten Mittelwerte.

7.3. Auswahl der Meßparameter

Die Auswahl der entsprechenden Meßschichten erfolgte subjektiv nach den oben genannten Kriterien und unter Beachtung der möglichen Fehlerquellen (vgl. Abschnitt 7.2.1. und 7.2.2.).

Im Zweifelsfall, welche Schicht auszuwählen war, ergaben Probemessungen die Ermittlung der größten Fläche (z.B. beim LV) oder der weitesten Distanz (z.B. beim LA und RA).

7.4. Quantitative Bestimmung der Meßparameter

Durch die überlagerungsfreie schichtweise Darstellung der Herzhöhlen und großen herznahen Gefäße können in der kardialen CT die Veränderungen der Strukturen, Druck- und Volumensverhältnisse, sofern diese von ausreichender Größe und Dauer sind und die Anpassungsfähigkeit der Gefäßwände noch nicht verloren ist, sichtbar gemacht und gemessen werden.

Die Messungen erfolgten in der Weise, wie sie aus den Abbildungen der anatomischen Schnittebenen im Abschnitt 4.6.1. - 4.6.8. ersichtlich sind.

Sie erstreckten sich auf folgende Strukturen:

VCI mit korrespondierendem Abschnitt der ADI

LV, RV

RA

LA

AA, TP

VCS mit korrespondierendem Abschnitt der ADS

AA mit korrespondierendem Abschnitt der ADS

RPA

LPA

Die Vorhöfe und die Pulmonalarterien wurden mit Querdurchmesser in cm, die anderen Strukturen als Flächen in cm^2 gemessen. Die Durchmesserbestimmung der RPA und LPA erfolgte 3 cm distal der Teilungsstelle des TP die beiden Hauptäste.

Für die Messung der beiden Ventrikel wurde diejenige Schicht ausgewählt, in der sie in der jeweilig größten Fläche abgebildet waren. Die anteilige Myokardwand war miteinbezogen, das SI der Fläche des LV zugeordnet. Für den RA wurde diejenige Schicht ermittelt, in der er den größten waagrechten Querdurchmesser von der Klappenebene zum Rand (parallel zum Rücken des Patienten) aufwies.

Beim LA wurde sinngemäß verfahren; die Messung des größten senkrechten Querdurchmessers erfolgte von der Klappenebene zur dorsalen Wand des LA, quer zur Körperlängsachse des Patienten.

7.5. Meßtechnik

Die Auswahl der einzelnen Meßschichten erfolgte, wie schon erwähnt, in subjektiver Weise. Dabei wurde versucht, die in Abschnitt 7.2.2. aufgezeigten Fehlerquellen zu vermeiden. In Zweifelsfällen ergänzten Probemessungen das Ergebnis. Innerhalb der Schnittebene 1 stellte sich die VCI rund bis oval dar. Sie war somit entgegen der Forderung nach orthograde Darstellung mehr oder weniger schräg angeschnitten. Dadurch mußten gewisse Ungenauigkeiten in ihrer Größenerfassung in Kauf genommen werden.

In der Schnittebene 2 wurde ohne Berücksichtigung der Breite des SI dieses generell der Fläche des LV miteinbezogen.

Die Abgrenzung des TP innerhalb der Schnittebene 3 erwies sich durch mehr oder weniger starke Überlagerungseffekte infolge des Verlaufs der RPA und LPA als schwierig. Dabei konnte die Forderung nach gleichzeitiger orthograde Darstellung von VCS, TP, AA und ADS nicht immer erfüllt werden.

Die VCS und der TP zeigten eine runde bis ovale Konfiguration. Ein abgrenzbarer und dann meßbarer TP fand sich bei der Gesamtheit aller Tomogramme pro Patientenuntersuchung in der Regel nur auf 1 - 2 Scan.

Zudem mußte bei zu artefaktreichen Tomogrammen auf die Erfassung des TP verzichtet werden. Somit sind für die Größenerfassung der VCS wie des TP gewisse Ungenauigkeiten nicht ganz auszuschließen.

Nach Injektion der ersten 20 - 40 ml KM als Bolus erfolgte die weitere KM-Injektion in Abhängigkeit subjektiv von der sich ändernden KM-Dichte des Blutes auf dem Monitor-Sofortbild. Dabei ist anzunehmen, daß die in ihrer Dichte angehobenen Strukturen gegenüber ihrer Umgebung auf Grund des PVE größer erscheinen.

Abgesehen von Bewegungsartefakten, die innerhalb der Scan-Zeit von 4,8 sec. durch die Herzaktionen eintreten, kann davon ausgegangen werden, daß die Zeit kurz genug ist, um weitere Bewegungsfehler seitens des in Rückenlage liegenden Patienten zu vermeiden. Extreme Dichteunterschiede, wie sie z.B. bei den perikardialen Erkrankungen auf Grund von Kalkeinlagerungen teilweise zu beobachten waren, können zu einem "Overshoot" führen. Die dadurch bedingten Konturunschärfen der hyperdensen Strukturen gegenüber ihrer hypodensen Umgebung vermögen eine Vergrößerung dieser Strukturen vorzutäuschen. Ringartefakte als Folge einer Abweichung der Meßempfindlichkeit einzelner Detektoren waren dagegen nicht zu beobachten.

Im allgemeinen konnten die Strukturen relativ gut abgegrenzt werden, sodaß eine Bildverbesserung durch Verminderung von Bewegungsartefakten mittels schmalerer Schichtbreiten, kürzerer Scan-Zeiten oder sogar EKG-getriggelter Aufnahmen für die Erfassung der hier verwendeten Meßdaten nicht unbedingt erforderlich zu sein scheint.

Eher wäre, wenn überhaupt, ein Projektionsfehler, der durch individuell unterschiedliche anatomische Lagen von Herz- und Gefäßstrukturen verursacht wird, mit einer entsprechend korrigierten Patientenlage bzw. einer veränderten Stellung der Gantry auszugleichen.

7.6. Quotientenbildung

In Abschnitt 6 sind in den Abbildungen 5 - 12 die wichtigsten kardialen und Gefäßquotienten verschiedenen kardialen Erkrankungen gegenübergestellt. Sie sind gebildet aus:

LV / RV

ADS / VCS

ADI / VCI

ADS / ADI

AA / TP

AA / ADS

LV / LA

RV / RA

Die Abbildungen machen deutlich, daß die Quotienten der kardialen und Gefäßstrukturen den vorhandenen hämodynamischen Verhältnissen bei Herzgesunden und bei Patienten mit unterschiedlichen chronischen Druck- und Volumenssituationen entsprechen und diese erkennen lassen.

Es ist anzunehmen, daß durch die Bildung von Quotienten die variablen Größen der kardialen und Gefäßstrukturen bei verschiedenen Projektionen, anatomischen Lagen, unterschiedlichen Altersstufen, Körpergrößen, Konstitutionen und Lebensbedingungen weitgehend ausgeschaltet werden.

7.7. Bedeutung der Quotienten in der CT-Diagnostik

Die Bildung und Darstellung der Quotienten haben den Zweck, die optisch qualitativ erhobenen Befunde quantitativ zu unterstützen, zu bestätigen und zu erhärten. Sie sind dazu auch voll geeignet.

In Ergänzung der in Abschnitt 7.2.1. und 7.2.2. angesprochenen möglichen Fehlerquellen ist allerdings noch zu erwähnen, daß sich Ungenauigkeiten auch ergeben können, wenn beispielsweise Gefäße, etwa die VCI, bei lang anhaltender Einflußstauung sich noch erweitert darstellen. Außerdem wird es gelegentlich auch darauf ankommen, ob der dargestellte Querschnitt eines Gefäßes orthograd oder schräg abgebildet worden ist.

Nach dem Gesamtergebnis der Untersuchungen lassen die Quotienten erkennen, daß sich die Meßfehler in einem engen Rahmen halten. Er wird durch die anatomischen Varianten und Schwankungen in der Beschaffenheit von kardialen und Gefäßstrukturen bedingt.

Das Ergebnis der Quotienten ADS/ADI (gebildet aus den Transversalschnitten der Aorta descendens superior und inferior bei Herzgesunden und bei verschiedenen kardialen Erkrankungen, vgl. 6.4., Abbildung 8) dürfte den anatomischen Schwankungen des Durchmessers der Aorta descendens entsprechen.

Es darf für die klinisch-diagnostische Praxis festgestellt werden, daß die Meßwerte, die durch die schichtweise Überlagerungsfreie Darstellung der Herzhöhlen und der großen herznahen Gefäße zu ermitteln sind, als weitgehend zuverlässig betrachtet werden können.

Die daraus gebildeten Quotienten ermöglichen es, die kardiale Hämodynamik objektiv, quantitativ in Zahlen und kontrollfähig zu erfassen.

Für die weitere Zukunft müßte es bei entsprechender technischer Verbesserung der Geräte aussichtsvoll erscheinen, die meisten Messungen automatisch, unter Verminderung der dargelegten Fehlerquellen und bei noch geringerer Beanspruchung der Patienten durchzuführen sowie die Meßergebnisse zunehmend erfolgreicher auszuwerten.

8. Zusammenfassung - Schlußfolgerung

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen, daß die kardiale Morphologie und ihre Änderungen infolge einer länger anhaltenden Änderung der kardialen Hämodynamik quantitativ in Form von Quotienten faßbar ist.

Die diagnostische Bedeutung dieser Quotientenbildung liegt vor allem darin, daß es hierdurch möglich ist, eine normale, grenzwertige oder pathologische kardiale Hämodynamik objektiv, nachprüfbar, quantitativ in Zahlen zu fassen.

Aus der Komplexität der kardialen Hämodynamik ergibt sich, daß es nicht ausreichend sein kann, nur einen Quotienten allein als diagnostisches Kriterium zu betrachten. Vielmehr erscheint es notwendig, alle vorhandenen Quotienten zu beurteilen, sie nach ihrem Größenwert einzustufen und nach ihrem Gewicht zu messen und zu würdigen.

Diese Quotienten bilden dann einen quantitativen Mosaikstein in der morphologischen Diagnostik kardialer Erkrankungen in der Computertomographie.

9. Literaturverzeichnis

- 1) Adams,D.F.; Hessel,S.J.; Judy,Ph.F.; Stein,J.A.;
Abrams,H.L.:
Computed Tomography of the Normal and Infarcted
Myocardium.
A.J.R., Vol.126, 786-790, 1976
- 2) Alfidi,R.J.; MacIntyre,W.J.; Haaga,J.R.:
The Effects of Biological Motion on CT Resolution.
Am.J.Roentgenol.127, 11-15, 1976
- 3) Berninger,W.H.; Redington,R.W.; Doherty,P.;
Lipton,M.J.; Carlsson,E.:
Gated Cardiac Scanning: Canine Studies.
J.Comput.Assist.Tomogr.3(2), 155-163, April 1979
- 4) Bohn,J.; Rienmüller,R.; Seiderer,M.; Strauer, B.-E.:
Die nichtinvasive Bestimmung des enddiastolischen
Volumens des linken Ventrikels. Eine vergleichende
angiokardiographische, zweidimensional echokardio-
graphische, computertomographische und radionuklid-
ventrikulographische Untersuchung.
Z.Kardiol.72, 438-447, 1983
- 5) Bolte,H.D.:
Spezifische Herzmuskelerkrankungen und Kardio-
myopathien.
In: Riecker,G.: Klinische Kardiologie
Springer Verlag, Berlin 1982
- 6) Brecht,G.; Lackner,K.; Brecht,Th.; Thurn,P.:
Das Aneurysma im Computertomogramm.
Fortschr.Röntgenstr.130,2, 162-171, 1979

- 7) Brecht,G.; Janson,R.; Schilling,G.:
Das Aneurysma dissecans im Computertomogramm. .
Fortschr.Röntgenstr.132,3, 343-345, 1980
- 8) Buck,J.; Heuck,F.; Both,A.; Seitz,K.H.:
Informationswert der Röntgencomputertomographie
bei Vorhoftumoren des Herzens.
Fortschr.Röntgenstr.138,1, 36-41, 1983
- 9) Bulkley,B.H.:
Pathology of coronary artery bypass graft surgery.
Am.Heart J., 539-540, 1979
- 10) Carlsson,E.; Lipton,M.J.; Skiöldebrand,C.G.;
Berninger,W.H.; Redington,R.W.:
Erfahrungen mit der Computer-Tomographie bei der
in vivo-Herzdiagnostik.
Radiologe 20, 44-49, 1980
- 11) Churchill,R.J.; Wesby III,G.; Marsan,R.E.;
Moncada,R.; Reynes,C.J.; Love,L.:
Computed Tomographic Demonstration of Anomalous
Inferior Vena Cava with Azygos Continuation.
J.Comput.Assist.Tomogr.4(3), 398-402, 1980
- 12) Claussen,C.; Köhler,D.; Scharthl,M.; Felix,R.:
Computertomographische und echokardiographische
Diagnostik intrakardialer Raumforderungen.
Fortschr.Röntgenstr.138,3, 296-301, 1983
- 13) Daffner,R.H.:
Visual Illusions in Computed Tomography: Phenomena
Related to Mach Effect.
AJR 134, 261-264, 1980

- 14) Doherty,P.M.; Lipton,M.J.; Berninger,W.H.;
Skiöldebrand,C.G.; Carlsson,E.; Redington,R.W.:
Using Transmission Computed Tomography.
Circulation 63, Nr. 3, 597-606, 1981
- 15) Doppmann,J.L.; Rienmüller,R.; Lissner,J.; Cyran,J.;
Bolte,H.-D.; Strauer,B.-E.; Hellwig,H.:
Computed Tomography in Constrictive Pericardial
Disease.
J.Comput.Assist.Tomogr., Vol 5, Nr. 1, 1-11, 1981
- 16) Egan,T.J.; Neiman,H.L.; Herman,R.J.; Malave,S.R.;
Sanders,J.H.:
Computed Tomography in the Diagnosis of Aortic
Aneurysm Dissection or Traumatic Injury.
Radiology 136, 141-146, 1980
- 17) Felix,R.; Lackner,K.; Simon,H.; Thurn,P.:
Computer-Kardio-Tomographie (CKT) - Methodik und
Ergebnisse der morphologischen Analyse.
- 18) Felix,R.; Lackner,K.; Simon,H.; Grube,E.; Thurn,P.:
Das Herz im "schnellen" Computerprogramm "Computer-
Kardio-Tomographie" (CKT), Methodik und erste Er-
gebnisse.
Fortschr.Röntgenstr.129,4, 401-409, 1978
- 19) Felix,R.:
Computertomographie.
Herz/Kreisl. 11, Nr. 9, 439-440, 1979
- 20) Felix,R.; Lackner,K.; Thurn,P.:
Derzeitige und zukünftige Möglichkeiten des
CT-Einsatzes am Herzen.
Radiologe 20, 50-55, 1980

- 21) Galanski, M.; Cramer, B.M.; Drewes, G.:
Möglichkeiten der Kontrastmittelanwendung bei
der Computertomographie.
Fortschr. Röntgenstr. 132, 2, 139-144, 1980
- 22) Godwin, J.D.; Axel, L.; Adams, J.R.; Schiller, N.B.;
Simpson, P.C. jr., and Gertz, E.W.:
Computed Tomography: A New Method for Diagnosing
Tumor of the Heart.
Circulation 63, No. 2, 1981
- 23) Godwin, J.D.; Califf, R.M.; Korobkin, M.; Moore, A.V.;
Breiman, R.S.; Kong, Y.:
Clinical Value of Coronary Bypass Graft Evaluation
with CT.
A.J.R. 140, 649-655, 1983
- 24) Godwin, J.D.; Herfkens, R.L.; Skiöldebrand, C.G.;
Federle, M.P.; Lipton, M.J.:
Evaluation of Dissections and Aneurysms of the
Thoracic Aorta by Conventional and Dynamic CT
Scanning.
Radiology 136, 125-133, 1980
- 25) Godwin, J.D.; Herfkens, R.J.; Brundage, B.H.; Lipton, M.J.:
Evaluation of Coarctation of the Aorta by Computed
Tomography.
J. Comput. Assist. Tomogr. 5 (2), 153-156, 1981
- 26) Gouliamos, A.D.; Carter, B.L.; Emami, B.:
Computed Tomography of the Chest Wall.
Radiology 134, 433-436, 1980

- 27) Gramiak, R.; Waag, R.C.:
Cardiac Reconstruction Imaging in Relation to
Other Ultrasound Systems and Computed Tomography.
Am.J.Roentgenol.127, 91-99, 1976
- 28) Gray, W.R.; Buja, L.M.; Hagler, H.K.; Parkey, R.W.;
Willerson, J.T.:
Computed Tomography for Localization and Sizing
of Experimental Acute Myocardial Infarcts.
Circulation, Vol.58, Nr.3, 497-504, 1978
- 29) Gross, St.C.; Barr, J.; Eyler, W.R.; Khaja, F.; Gold-
stein, S.:
Computed Tomography in Dissection of the Thoracic
Aorta.
Radiology 136, 135-139, 1980
- 30) Guthaner, D.F.; Wexler, L.; Harell, G.:
CT Demonstration of Cardiac Structures.
A.J.R. 133, 75-81, 1979
- 31) Guthaner, D.F.; Brody, W.R.; Ricci, M.; Oyer, P.E.;
Wexler, L.:
The use of Computed Tomography in the Diagnosis
of Coronary Artery Bypass Graft Patency.
Cardiovasc.Intervent.Radiol. 3, 3-8, 1980
- 32) Haaga, J.R.; Alfidi, R.J.:
Precise biopsy localization by computed tomography.
Radiology 118, 603-607, 1976
- 33) Halber, M.D.; Daffner, R.H.; Thompson, W.M.:
CT of the Esophagus: I. Normal appearance.
A.J.R. 133, 1047-1050, 1979

- 34) Harris,L.D.; Robb,R.A.; Yuen,T.S.; Ritman,E.L.:
Display and Visualization of Three-Dimensional Re-
constructed Anatomic Morphology: Experience with
the Thorax, Heart and Coronary Vasculature of Dogs.
J.Comput.Assist.Tomogr. 3(4), 439-446, 1979
- 35) Hessel,S.J.; Adams,D.F.; Judy,Ph.F.; Fishbein,M.C.;
Abrams,H.L.:
Detection of Myocardial Ischemia in Vitro by
Computed Tomography.
Radiology 127, 413-418, 1978
- 36) Heuser,L; Lackner,K.; Felix,R.; Mödder,U.; Fried-
mann,G.:
Erweiterung der thorakalen Diagnostik durch die
Computertomographie.
Röntgen-Bl. 31, 135-144, 1978
- 37) Heuser,L.; Tauchert,M.; Niehues,B.; Friedmann,G.;
Behrenbeck,D.W.:
Die axiale Computertomographie in der Diagnostik
der Erkrankungen des Herzens und der Aorta.
Dtsch.med.Wschr. 104, 243-248, 1979
- 38) Heuser,L; Niehues,B.; Jansen,W.; Steinbrich,W.:
Aussagemöglichkeiten der Computertomographie bei
Mitral- und Aortenvitien.
Kardiolog. 68, Nr.9, 1979
- 39) Heuser,L.; Arnold,G.; Heymer,R.:
Vergleich computertomographischer und anatomischer
Schnitte des Herzens.
CT-Sonographie 2, 136-144, 1982

- 40) Heuser, L.; Lackner, K.; Hauser, H.:
Validität der Computertomographie bei der Darstellung offener und verschlossener aortokoronarer Venenbrücken (ACVB).
Fortschr.Röntgenstr. 137,6, 619-626, 1982
- 41) Higgins, Ch.B.; Siemers, P.T.; Schmitt, W.; Newell, J.D.:
Evaluation of Myocardial Ischemic Damage of Various Ages by Computerized Transmission Tomography.
Invest.Radiology, Vol.Circulation 60, Nr.2, 284-291, 1979
- 42) Houang, M.T.W.; Arozena, X.; Shaw, D.G.:
Demonstration of the Pericardium and Pericardial Effusion by Computed Tomography.
J.Comput.Assist.Tomogr. 3(5), 601-603, 1979
- 43) Hounsfield, G.N.:
Computerized transverse axial scanning (tomography); part I: description of system.
Br.J.Radiol. 46, 1016-1022, 1973
- 44) Huang, H.K.; Maziotta, J.C.:
Heart imaging from Computerized Tomography.
J.Comput.Assist.Tomogr. 2, 37-44, 1978
- 45) Hübener, K-H.; Schmitt, W.G.:
Computertomographische Densitometrie des menschlichen Blutes.
Einfluß auf das Absorptionsverhalten von parenchymatösen Organen und Ergußbildungen.
Fortschr.Röntgenstr.130,2, 185-188, 1979

- 46) Huggins,T.J.; Huggins,M.J.; Schnapf,D.J.;
Brott,W.H.; Sinnott,R.C.; Shawl,F.A.:
Left Atrial Myxoma: Computed Tomography as a
Diagnostical Modality.
J.Comput.Assist.Tomogr. 4(2), 253-255, 1980
- 47) Janson,R.; Lackner,K.; Grube,E.; Brecht,G.;
Thurn,P.:
Computer-Kardiotomographie der idiopathischen
hypertrophen subvalvulären Aortenstenose (IHSS)
- ein neuartiger Beitrag zur nicht-invasiven
Diagnostik.
Fortschr.Röntgenstr. 130,5, 536-542, 1979
- 48) Janson,R.; Lackner,K.; Grube,E.; Klehr,H.U.;
Thurn,P.:
Computertomographische Diagnostik des Perikard-
ergusses.
Fortschr.Röntgenstr. 131,2, 173-179, 1979
- 49) Köster,O.; Lackner,K.; Harder,Th.:
Lageanomalien des Herzens und der großen Gefäße
im Computertomogramm.
Z.Kardiol. 71, Nr.4, 305-314, 1982
- 50) Lackner,K.; Simon,H.; Thurn,P.:
Kardio-Computertomographie - neue Möglichkeiten
in der radiologischen nicht-invasiven Herzdiagnostik.
Z.Kardiol. 68, 667-675, 1979
- 51) Lackner,K.; Thurn,P.:
EKG-gesteuerte Kardiocomputertomographie.
Fortschr.Röntgenstr. 132,2, 164-169, 1980

- 52) Lackner,K.; Thurn,P.:
Computed Tomography of the Heart: ECG-Gated and
Continous Scans.
Radiology 140, 413-420, 1981
- 53) Lackner,K.; Hahn,N.; Reske,S.N.; Eichelkraut,W.;
Thurn,P.:
Der experimentelle Myokardinfarkt im Computer-
tomogramm.
Fortschr.Röntgenstr.132,2, 152-161, 1982
- 54) Lipton,M.J.; Hayashi,Th.T.; Boyd,D.; Carlsson,E.:
Measurement of Left Ventricular Cast Volume by
Computed Tomography.
Radiology 127, 419-423, 1978
- 55) Lissner,J.:
Radiologie I.
1.Aufl. 1979, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart
- 56) Lissner,J.:
Radiologie II.
1.Aufl. 1979, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart
- 57) Löhr,E.:
Zum Thema "Nichtinvasive Herzdiagnostik".
Radiologe 20,43, 1980
- 58) McLoud,Th.C.; Wittenberg,J.; Ferrucci,J.T.:
Computed Tomography of the Thorax and Standard
Radiographic Evaluation of the Chest: A Comparative
Study.
J.Comput.Assist.Tomogr. 3(2), 170-180, 1979

- 59) McLoughlin, M.J.; Weisbrod, G.; Wise, D.J.; Yeung, H.P.H.:
Computed Tomography in Congenital Anomalies of the
Aortic and Great Vessels.
Radiology 138, 399-403, 1981
- 60) Mendez, G.jr.; Isikoff, M.B.; Iskoff, Sh.K.; Sinner, W.N.:
Fatty Tumors of the Thorax Demonstrated by CT.
A.J.R. 133, 207-212, 1979
- 61) Miller, St.W.; Dinsmore, R.E.; Wittenberg, J.;
Maturi, R.A.; Powell, W.J.jr.:
Right and Left Ventricular Volumes and Wall
Measurements: Determination by Computed Tomography
in Arrested Canine Hearts.
A.J.R. 129, 257-261, 1977
- 62) Mühlberger, V.; zur Nedden, D.; Knapp, E.; Unger, F.;
Scharfstetter, H.; Braunstetter, H.:
Computertomographische Darstellung aortokoronarer
Venengrafts. Vergleich mit der selektiven Koronar-
angiographie.
Z.Kardiol. 70, Nr.5, 377-379, 1981
- 63) Newell, J.D.; Schmidt, W.; Higgins, Ch.B.:
Effects of Intracoronary Administration of Contrast
Materials on Left Ventricular Dimensions and Rate
of Relaxation.
Radiology, Vol 114, 233-238, 1979
- 64) Newell, J.D.; Mayr, W.; Gerber, K.H.; Higgins, C.B.:
Computerized tomographic (CT) Appearance of myo-
cardium after reversible and irreversible ischemic
injury.
Invest.Radiol. 17, 544-549, 1982

- 65) Olsen, E.G.J.:
The pathology of cardiomyopathies. A critical
analysis.
Am.Heart J., Vol.98, Nr.3, 385-392, 1979
- 66) Pugatsch, R.D.; Braver, J.H.; Robbins, A.H.;
Faling, L.J.:
CT Diagnosis of Pericardial Cysts.
A.J.R. 131, 515-516, 1978
- 67) Rehnitz, D.; Kohler, U.; Treichel, J.:
Computer-Tomographie des Thorax und Abdomens.
Z.Allg.Med. 56, 1267-1284, 1980
- 68) Rienmüller, R.; Lissner, J.; Kment, A.; Bohn, J.;
Strauer, B.-E.; Hellwig, D.; Erdmann, E.; Cyran, J.;
Steinbeck, G.; Höss, D.; Höfling, B.:
Das enddiastolische Volumen des linken Ventrikels
in der CT im Vergleich zur Herzkatheterventrikulo-
graphie.
Computertomographie 1, 62-67, 1981
- 69) Rienmüller, R.; Lissner, J.; Bohn, J.; Maier, H.;
Nitsch, J.; Strauer, B.-E.:
Computertomography Studies on Cardiac Geometry.
In: Heintzen, P.H.; Brennecke, R.; Digital Imaging
in Cardiovascular.
Radiology, 124-126, 1983
Georg Thieme Verlag Stuttgart
- 70) Rienmüller, R.; Ontyd, J.; Krappel, W.; Strauer, B.-E.:
Infarktbedingte Veränderungen des linksventrikulären
Myokards in der kardialen Computertomographie.
Fortschr.Röntgenstr. 138,4, 391-518, 1983

- 71) Rienmüller, R.; Baumer, A.; Kirsch, C.M.; Strauer, B.-E.:
Quantification of Left Ventricular Function by
Computed Tomography.
In: Meyer, Schweizer, J.P.; Erbel, R.: Advances
in noninvasive Cardiology.
Martinus Nijhoff Publishers, 1983
- 72) Rienmüller, R.:
Die Computertomographie in der klinischen Diagnostik
kardialer Erkrankungen.
Habilitationsschrift, München, 1983
- 73) Rothman, St.L.; Simeone, J.F.; Allen III, W.E.; Put-
man, Ch.E.; Redman, H.C.:
Computerized Tomography in the Assessment of
Diseases of the Thorax.
Pergamon Press, Vol.1, 181-196, 1977
- 74) Sagel, St.S.; Weiss, E.S.; Gillard, R.G.; Houns-
field, G.N.; Jost, G.T.; Stanley, R.J.; Ter-Pogossian,
M.M.:
Gated computed tomography of the human heart.
Invest.Radiol. 12, 563-566, 1977
- 75) Scharrtl, M.; Claussen, C.; Disselhoff, W.; Köhler, D.;
Felix, R.; Schmutzler, H.:
Diagnostik intra- und parakardialer Raumforderungen:
Vergleich zwischen zweidimensionaler Echokardio-
graphie und Computertomographie.
Z.Kardiol. 72, 334-339, 1983

- 76) Schultz,E.; Felix,R.:
Abbildungseigenschaften der Computertomographie:
I.Phantommessungen zum räumlichen Auflösungsvermögen und zum Partial-Volume-Effekt bei der Computertomographie.
Fortschr.Röntgenstr. 129, 673-678, 1978
- 77) Schultz,E.; Felix,R.; Lackner,K.; Bergeder,H.-D.; Thurn,P.:
Abbildungseigenschaften der Computertomographie:
II.Räumliches Auflösungsvermögen, Dichteauflösung und Partial-Volume-Effekt bei kugelförmigen Objekten verschiedenen Durchmessers.
Fortschr.Röntgenstr. 130,4, 479-486, 1979
- 78) Schultz,E.; Felix,R.; Thurn,P.:
Abbildungseigenschaften der Computertomographie:
III.Messungen an homogenen Materialien. Abhängigkeit der Dichtewerte und der Dichtewertstreuung von verschiedenen Parametern.
Fortschr.Röntgenstr. 130,6, 670-675, 1979
- 79) Schultz,E.; Lackner,K.:
Die Bestimmung des Volumens von Organen mit der Computertomographie:
I.Die Ermittlung von Organquerschnittsflächen unter Berücksichtigung der dabei auftretenden Fehlermöglichkeiten.
Fortschr.Röntgenstr. 132,6, 672-675, 1980
- 80) Schultz,E.; Fischer,P.; Lackner,K.:
Messungen zur getriggerten CT-Abbildung bewegter Objekte.
Computertomographie 2, 1982

- 81) Siemens, Fa.:
Information zur Computertomographie: Meßeigenschaften des Somatom 2.
Informationsschrift der Fa. Siemens, 1982
- 82) Skiöldebrand, C.G.; Ovenfors, C.-O.; Mavroudis, C.; Lipton, M.J.:
Assessment of Ventricular Wall Thickness in Vivo by Computed Transmission Tomography.
Circulation 61, Nr. 5, 960-965, 1980
- 83) Skiöldebrand, C.G.; Lipton, M.J.; Redington, R.W.; Berninger, W.H.; Wallace, A.; Carlsson, E.:
Myocardial Infarction in Dogs. Demonstrated by Non-Enhanced Computed Tomography.
Acta Radiologica, Vol. 22, Fasc. 1, 1-8, 1981
- 84) Stolte, M.:
Anatomie und Pathologie der Koronararterien.
Perimed-Fachbuch-Verlag, Erlangen, 1981
- 85) Sweeney, L.J.; Rosenquist, G.C.:
The normal anatomy of the atrial septum in the human heart.
Am. Heart J., Vol. 98, Nr. 2, 194-199, 1979
- 86) Ter-Pogossian, M.M.; Weiss, E.S.; Coleman, R.E.; Sobel, B.E.:
Computed Tomography of the Heart.
A.J.R. 127, 79-90, 1976
- 87) Thelen, M.:
Kardio-Computertomographie bei Kardiomyopathien.
DMW, 107. Jahrg., Nr. 48, 1859-1860, 1982

- 88) Webb,W.R.; Gamsu,G.; Speckman,J.M.; Kaiser,J.A.;
Federle,M.P.; Lipton,M.J.:
CT Demonstration of Mediastinal Aortic Arch
Anomalies.
J.Comput.Assist.Tomogr. 6(3), 445-451, 1982
- 89) Wegener,O.-H.:
Artefakte in der Computertomographie.
Fortschr.Röntgenstr. 132,6, 643-651, 1980
- 90) Wegener,O.-H.:
Ganzkörper-Computer-Tomographie.
Schering AG, Berlin, 1981
- 91) Weiland,G.; Lackner,K.; Koischwitz,D.:
CT-Nachweis des venösen Umgehungskreislaufs
bei Verschuß oder Agenesie der Vena cava.
Fortschr.Röntgenstr. 133,3, 250-258, 1980
- 92) Wittenberg,J.; Powell,W.M.J.; Dinsmore,R.E.;
Miller,St.W.; Maturi,R.A.:
Computerized Tomography of Ischemic Myocardium:
Quantitation of Extent and Severity of Edema in
an Vitro Canine Model.
Invest.Radiol., Vol.12, Nr.3, 215-223, 1977

10. Lebenslauf

Am 21. April 1954 wurde ich, Albrecht Baumer, als zweites Kind des Vorsitzenden Richters (Senatspräsidenten) a.D. Dr. jur. Wilhelm Baumer und seiner Ehefrau Ingeborg, geb. Joedecke, in München geboren.

Von 1960-1964 besuchte ich die Volksschule an der Amalienstraße in München. Anschließend kam ich an das humanistische Wilhelmsgymnasium in München, trat aber 1968 (nach dem Umzug meiner Eltern) an das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium in Grafing über, wo ich 1973 die Reifeprüfung ablegte.

Zunächst begann ich im Wintersemester 1973/74 an der Ludwig-Maximilians-Universität München mit dem Studium der Physik. Am 1. April 1974 wurde ich zur Bundeswehr eingezogen. Ich leistete den Grundwehrdienst bei einem Gebirgssanitätsbataillon und verpflichtete mich in dessen Verlauf für zwei Jahre als Zeitsoldat. Nachdem ich zum 1. Januar 1976 Leutnant geworden und als Sanitätsdienstoffizier und Hörsaalleiter an der Akademie des Sanitätswesens der Bundeswehr in München eingesetzt war, schied ich mit Ende März 1976 aus der Bundeswehr aus, wurde jedoch im Sommer desselben Jahres wieder zu einer Wehrübung eingezogen.

Im Wintersemester 1976/77 nahm ich an der Ludwig-Maximilians-Universität München das Studium der Medizin auf. Nach Abschluß der Prüfungen und des Praktischen Jahres, das ich für die Innere Medizin an der Poliklinik der Universität München, für die Chirurgie am Hauptkrankenhaus in Augsburg und (nach meiner Wahl) mit Radiologie an der Radiologischen und Poliklinik der Universität München im Klinikum Großhadern abgeleistet hatte, erhielt ich mit Ur-

kunde vom 23. November 1982 die Bestallung als Arzt.
Seither war ich im Rahmen meiner Staatsdienstver-
pflichtung vom 1. Februar 1983 bis März 1984 als
Assistenzarzt an der Chirurgischen Klinik Hohe
Warte in Bayreuth und anschließend an der Ortho-
pädischen Klinik des Versorgungskrankenhauses Bad
Tölz tätig.

Am 16. April 1982 habe ich mit der Kinderkranken-
schwester Maria Kuhna die Ehe geschlossen, in der
mir am 25. April 1983 ein Sohn (Benedikt) geboren
wurde.

